Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. E. Körber
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

EIN BEITRAG ZUR ELEKTRONISCHEN MESSUNG DER ZAHNBEWEGLICHKEIT

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Volker Knapp
aus
Oberndorf

1978

Aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik
Ärztlicher Direktor: Prof. Dr. E. Körber
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Universität Tübingen

EIN BEITRAG ZUR ELEKTRONISCHEN MESSUNG DER ZAHNBEWEGLICHKEIT

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Klinische Medizin
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Volker Knapp
aus
Oberndorf

1978

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Dekan: Professor Dr. H.-E. Hoffmeister

Berichterstatter: Professor Dr. E. Körber

FOTODRUCK H. RESCH · Georgstr. 50 · 7402 Kirchentellinsfurt

Meiner Frau

gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	EINLEITUNG	1
2.	GRUNDLAGEN ZUR PHYSIOLOGIE DES PARODONTIUMS	4
3.	METHODEN ZUR MESSUNG DER ZAHNBEWEGLICHKEIT UND DEREN KRITISCHE BETRACHTUNG	6
3.1.	Bisherige Verfahren	6
3.2.	Einflußparameter auf die Zahnbeweglichkeit	18
3.3.	Passive Meßverfahren über die Pulsbewegung	21
3.4.	Möglichkeiten und Grenzen statischer Messungen	22
3.5.	Dynamische Messungen gegen eine Referenzmasse	29
3.5.1.	Meßprinzip	29
3.5.2.	Zahnmodell	30
3.5.3.	Frequenzgang des Zahnhalteapparates	40
3.5.4.	Frequenzverhalten von Kiefer und Referenzmasse	43
3.5.5.	Konsequenzen für das Meßverfahren	46
4.	EIGENE METHODIK	47
4.1.	Der Kraftgeber	48
4.2.	Der Meßwertaufnehmer	50
4.3.	Das Registriergerät	59
4.3.1.	Die Meßbrücke	62
4.3.2.	Der Verstärker	67
4.3.3.	Die Registriereinrichtung	73
4.3.4.	Das Modell	74
4.3.5.	Die Versuchsanordnung	75
5.	EIGENE UNTERSUCHUNGEN	77
6.	DISKUSSION	90
7.	ZUSAMMENFASSUNG	97
8.	LITERATURVERZEICHNIS	99
	Lebenslauf	

1. EINLEITUNG

Zu den am meisten verbreiteten Volkskrankheiten in der Welt gehören die Zahnbetterkrankungen (Parodontopathien). Eines der Merkmale bei der Diagnose von Parodontopathien ist die Veränderung der Zahnbeweglichkeit. Unter den verschiedenen Hauptsymptomen der Parodontose (Verlagerung, Wanderung, Knochenschwund, Zahnfleisch- und Knochentaschen) ist der Lockerungsgrad der Zähne für eine praktisch einfache Meßmethode am zugänglichsten.
Die gebräuchlichste Methode, die Bewegung des Zahnes zu ermitteln, ist die Auslenkung mit der Hand und die Registrierung mit dem Auge. Der Nachteil dieser Methode liegt darin, daß sie subjektiv ist. Vergleichsangaben müssen aus diesem Grund kritisch bewertet werden. Um für die Praxis Vergleichsmöglichkeiten zu schaffen, wurde die Zahnbeweglichkeit in verschiedene Grade eingeteilt:

a) WANNENMACHER (36) teilt die Zahnbeweglichkeit in folgende Grade ein:

I. Grad: Der Zahn ist in horizontaler Richtung beweglich, so daß die Ausschläge der Schneidekante oder der Höckerspitze etwa 1-2 mm betragen.

II. Grad: Die horizontale Zahnbeweglichkeit ist über 2 mm und stört den Patienten.

III. Grad: Neben starker horizontaler Beweglichkeit ist auch eine vertikale vorhanden, so daß sich der Zahn elastisch in seine Alveole

hineinpressen läßt.

b) ELBRECHT (4) stellt folgende Einteilung der Zahnbeweglichkeit auf:

I. Fühlbare Lockerung

II. Meßbare horizontale Lockerung

Lockerung 1. Grades: 0,75 mm

Lockerung 2. Grades: 1,50 mm

Lockerung 3. Grades: 2,50 mm

III. Horizontale und vertikale Lockerung

c) Das Schema der ARPA (Arbeitsgemeinschaft für Parodontoseforschung) unterscheidet:

I. Fühlbare Lockerung

II. Meßbare Lockerung

III. Lockerung zwischen II. und IV. Grades

IV. Deutlich sichtbare Bewegung, die den Patienten stört.

V. Die Zähne sind durch Lippen- und Zungendruck beweglich. Hinzu kommt eine vertikale Zahnbeweglichkeit.

Bisher fehlte jedoch eine Meßapparatur, die nicht nur ein gefühlsmäßiges Abschätzen des Lockerungsgrades ermöglicht, sondern eine schnelle objektive Frühdiagnose und prognostische Beurteilung der therapeutischen Maßnahmen erlaubt.

Es war das Ziel dieser Arbeit, ein einfach zu handhabendes Meßgerät zur routinemäßigen Bestimmung der Zahnbeweglichkeit bzw. der parodontalen Elastizität zu entwickeln und am Modell zu erproben.

2. GRUNDLAGEN ZUR PHYSIOLOGIE DES PARODONTIUMS

Der Zahn ist in seinem Knochenfach durch einen Bandapparat, dem Periodontium, beweglich aufgehängt. Dieses bildet mit dem Zement, dem Alveolarknochen und der Schleimhaut eine funktionelle und biologische Einheit, das Parodontium.

Der Zahnhalteapparat überträgt den beim Kauakt auftretenden Druck auf den Kiefer. Durch die besondere Aufhängung des Zahnes in seinem Fasersystem wird der Kaudruck in einen auf die Alveolenwand wirksamen Zug verwandelt. Der Bandapparat besteht aus kollagenen Faserbündeln, die in der Ruhelage leicht gewellt sind und sich erst bei Beanspruchung strecken. Diese Fasern zeichnen sich durch hohe Zugfestigkeit aus. Bei einem Elastizitätsmodul von ca. 120 kg/mm^2, einer angenommenen Insertionsfläche von 200 mm^2, einer Zugbeanspruchung von 100 kg, erfolgt eine Dehnung der Periodontalfasern von 0,001 mm (9).

Der Periodontalspalt weist nach Messungen von KLEIN (14) eine "Sanduhr-Gestalt" auf. Die Periodontalspaltbreite hängt nach Untersuchungen von FRÖHLICH (6) von der funktionellen Beanspruchung des Zahnes ab. Der funktionslose Zahn besitzt eine größere Periodontalspaltbreite. Mit zunehmendem Alter, also mit der Dauer der funktionellen Beanspruchung, geht auch eine Verbreiterung einher.

Dem Gefäßsystem des Periodontalraumes kommt eine besondere Bedeutung zu. Knäuelbildungen, zirkuläre Kapillarkränze sowie leitersprossenartige Kommunikationen einschließlich des Lymphkapillarsystems schaffen um die Wurzel ein Flüssigkeitspolster, das die Wirkung einer hydraulischen Bremse aufweist.

Die physiologische Eigenbeweglichkeit rührt von der syndesmotischen Verankerung her. Sie ist abhängig vom Alter des Menschen und vom Funktionszustand des Parodontiums. Auch unterliegt sie tageszeitlichen Schwankungen (5).
Nach Untersuchungen von MÜHLEMANN (23) beträgt sie bei einer Belastung mit 1000 p zwischen 50×10^{-3} und 10×10^{-2} mm.

3. METHODEN ZUR MESSUNG DER ZAHNBEWEGLICHKEIT UND DEREN KRITISCHE BETRACHTUNG

3.1. Bisherige Verfahren

Neben der in der zahnärztlichen Praxis am häufigsten verwendeten Methode zur Feststellung des Krankheitszustandes nach der eingangs erwähnten subjektiven Einteilung in Lockerungsgrade, werden in der Literatur folgende Meßverfahren zur Bestimmung der parodontalen Elastizität angegeben.

Ein erster Ansatz zur Messung der Zahnbeweglichkeit wurde 1928 von HEINROTH (7) beschrieben. Sein "Mikroelastometer" besteht aus einem kurzen Hebel, der auf der Zahnoberfläche aufgesetzt wird. Durch ein Zahnradgetriebe mit einem Kugelgelenk kann es an jedem Punkt der Zahnoberfläche eingestellt werden. Durch Aufsetzen verschiedener Gewichte ist eine Abstufung der Belastung möglich. Mit einem Abdrucklöffel und Stentsmasse wird die Apparatur in den Mund gebracht. Ein Ausweichen des Zahnes um 1/100 mm wird als 1 mm Zeigeranschlag sichtbar. Die Auslenkung wird auf einer Registriertrommel aufgezeichnet, die durch ein Uhrwerk bewegt wird.

ELBRECHT (4) berichtete 1939 über Zahnbeweglichkeitsmessungen mit einer industriell üblichen Meßuhr. Sie ist vor dem Patienten auf einem Stativ befestigt und registriert über einen Taster die durch Fingerdruck erzeugte labio-

palatinale Bewegung der Zahnkrone. Da der Patient nicht ruhig gestellt werden kann und das Auflösungsvermögen der Meßuhr (1/100 mm) gering ist, setzte sich diese Methode nicht durch.

WERNER (37) benutzte 1942 ein Oszillometer, das mit einem konstanten Druck von 700 g in horizontaler Richtung auf den Zahn einwirkte. Es konnten nur labio-linguale Ausschläge über 0,25 mm ausgewertet werden. Diese Methode ist zu ungenau.

Von BEYELER und DREYFUS (1) wird eine Methode beschrieben, mit der ohne festes Bezugssystem nicht die Zahnbeweglichkeit, sondern die elastischen Eigenschaften des Parodontiums ermittelt werden. Das Gerät kam nicht zum praktischen Einsatz. Erfahrungen und Meßergebnisse sind nicht bekannt.

Auch das 1949 von ZWIRNER (38) vorgeschlagene Meßverfahren auf elektronischer Basis kam nicht zum Einsatz. Mit Hilfe von kapazitiven Meßwandlern führte er Messungen am isolierten Rattenkiefer durch. Er registrierte die Bewegungen des Zahnes dreidimensional, indem er an dem zu untersuchenden Zahn ein Metallplättchen befestigte. Drei weitere sind in den 3 Ebenen des Raumes starr gegenüberstehend angebracht. Bei der Auslenkung des Zahnes treten Kapazitätsänderungen auf, die mit Hilfe eines Oszillographen sichtbar gemacht werden. Die auslenkende Kraft wird piezoelektrisch gemessen. Die Schwierigkeit der Messung liegt auch hier in der Ruhigstellung des Patienten.

Als einzige zuverlässige, bis heute angewandte und auch bei praktischen Untersuchungen eingesetzte Messung der Zahnbeweglichkeit ist die von MÜHLEMANN (24,25,26,27) beschriebene statische Methode. Hierbei wird mit Hilfe von Spezialabdrucklöffeln eine Meßuhr an den nicht untersuchten Zähnen eingegipst. Dadurch wird eine sichere Fixierung der Apparatur möglich. Beim Meßvorgang wird der Zahn durch eine dosierte Kraft, die mittels eines Dynamometers ausgeübt wird, in oraler und labialer Richtung bewegt. Die Nachteile dieses Verfahrens liegen in den für eine zahnärztliche Routinemessung zu aufwendigen Vorbereitungen und der Notwendigkeit einer zum Eingipsen genügenden Anzahl von Zähnen.

Im Jahr 1952 geben MANLY, YURKSTAS und RESWICK (20) ihre Meßmethode an, die im Prinzip derjenigen von BEYELER und DREYFUS gleicht.
Auch WANNENMACHER (36) erwähnt in seinem 1952 erschienenen Lehrbuch ein Meßgerät nach Dr. Freese, das nach einem mechanischen Prinzip arbeitet und an den Zähnen befestigt wird. Eine Druckvorrichtung ist mit einer Skala verbunden um die Auslenkung des Zahnes zu bestimmen. Nähere Angaben fehlen.
LUNDQUIST (19) beschreibt 1956 eine elektromagnetische Meßapparatur. Der Patient beißt in Acrylschienen, die durch ein Stativ an einem Steintisch befestigt sind. Der Zahn wird zwischen Diamantkugeln an einem beweglichen

Bolzen gefaßt, über diesen belastet und seine Bewegungsbahn aufgenommen. Kopfbewegungen verfälschen natürlich das Ergebnis. Deswegen wird versucht, diese durch den gleichen Meßvorgang am Nachbarzahn zu eliminieren.
Bei einer großen Anzahl von Messungen der Zahnbeweglichkeit werden als Ersatz für die von MÜHLEMANN verwendete Meßuhr elektromechanische Wandler verwendet.

PARFITT (30,31) mißt die axiale Zahnbeweglichkeit mittels eines Differentialtransformators.
SCHÖHL (35) bestimmt den Kurvenverlauf der Zahnbeweglichkeit bei Kaubelastung mittels Dehnungsmeßstreifen.

PICTON (32,33,34) verwendet ebenfalls Dehnungsmeßstreifen, die an zwei Referenzzähnen fixiert sind und vom Prüfzahn über eine Uhrfeder ausgelenkt werden. Dieses Prinzip eignet sich von der meßtechnischen Seite gut zur Bestimmung der Zahnbeweglichkeit, jedoch ist der experimentelle Aufwand noch größer als bei MÜHLEMANN. Hier muß auch die Eigendurchbiegung von belasteten Zähnen bei ihrer Verwendung als Referenz beachtet werden.

Nach K.-H. KÖRBER (15) wird die elastische Deformation menschlicher Zähne bei einer Einspannung an der Wurzelspitze und bei einer Belastung der Krone mit 120 p mit 10 - 20 µm angegeben. Hiernach ist bei nicht kraftfreien Referenzzähnen mit einer Eigendurchbiegung zu rechnen, die in der Größenordnung der Zahnbeweglichkeit (30 - 70 µm) liegt.
Angaben über dynamische Messung der Zahnbeweglichkeit sind

in der Literatur kaum enthalten.

M.HOFMANN und R.DIEMER (12) ermitteln die Eigenschwingung des Zahnes. Die Erregung und Abnahme der Schwingungen, in die der Zahn versetzt wird, erfolgt mittels piezoelektrischer Geber. Zur Messung wird ein Gerät aus der Werkstoffprüfung benützt, der Elastomat. Mit dieser Methode wurde die Eigenfrequenz eines Zahnes mit etwa 1800 Hz ermittelt.

KURASHIMA (18) bestimmt sie mit einem anderen Verfahren und findet eine Resonanzfrequenz von 420 - 430 Hz.

K.-H. KÖRBER (16) findet bei seinen Untersuchungen, bei denen er Stöße auf den Zahn mit einer Stoßdauer im Millisekundenbereich durchführte, eine Zahnschwingung im Bereich 1500 Hz bis 2000 Hz, die jedoch wegen der starken hydrodynamischen Dämpfung nach 1 oder 2 Schwingungen abgeklungen ist. Die Wurzel bleibt nach MÜHLEMANN (28) bei dieser Bewegung in Ruhe, die Schwingung des Zahnes ist die elastische Eigenverbiegung.
Ein erweitertes Verfahren von MÜHLEMANN (26,29) wurde von HOFMANN (9) zur Messung der statischen Zahnauslenkung und der daran anschließenden freien Rückstellbewegung verwendet. Die Ergebnisse sind gut reproduzierbar und statistisch gut abgesichert. Da die Ergebnisse dieser Arbeit Grundlage eines Teils der durchgeführten Arbeit sind, wird darauf näher eingegangen.

HOFMANN (9) verwendete zur Messung der Zahnauslenkung elektronische Wegaufnehmer in Verbindung mit einem von ihm entwickelten, durch Synchronmotor angetriebenen mechanischen Weggeber, der zwei wichtige von ihm aufgestellte Bedingungen erfüllte:

a) konstante Belastungszeit,

b) linearer zeitlicher Kraftanstieg.

Abbildung 1 zeigt die Gegenüberstellung der mittleren oralen Zahnbewegung bei gesundem und erkranktem Parodontium. Auf der Ordinate ist die Zahnauslenkung in 10^{-3} mm-Einheiten über der Abszisse dargestellt, welche ihrerseits die zeitlineare Kraftskala in Pond, sowie die Belastungszeit des Zahnes in Sekunden wiedergibt.

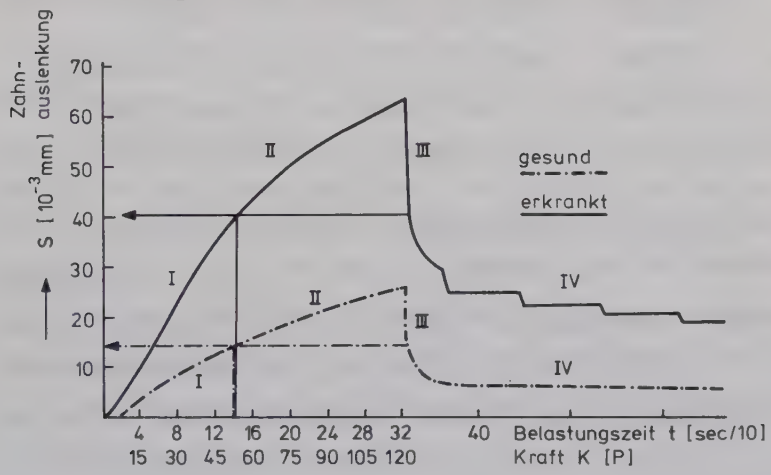


Abb. 1: Gegenüberstellung der mittleren oralen Zahnbewegung bei gesundem u. erkranktem Parodontium

Die Auslenkung des Zahnes bei erkranktem Parodontium ist etwa zweimal so groß wie beim gesunden; die Rückstellbewegung bei erkranktem Parodontium erfolgt in periodischen Stufen.

Man kann die Bewegung des belasteten und plötzlich entlasteten Zahnes in vier Phasen einteilen:

Phase I:

Die interperiodontale (spannungsfreie) Bewegung (Strecke 0 - 1 in Bild 1) entspricht Phase I, der initialen Phase. Diese Initialbeweglichkeit des durch eine Kraft ausgelenkten Zahnes entspricht nach HOFMANN einmal der spannungsfreien Streckung der in der Ruhelage wenig geordneten und gewellten Fibrillenbündel unter gleichzeitiger intraperiodontaler Flüssigkeitsverschiebung.

Phase II:

Die periodontale Phase (Strecke 1 - 2 in Bild 1):
Sie entspricht zunächst einer Straffung und Anspannung der kollagenen Fibrillen innerhalb der Faserbündel, woran sich die Zugbeanspruchung der Hartgewebe anschließt.

Nach Erreichen der Maximalkraftwirkung auf den Zahn - bei HOFMANN auf 120 p begrenzt - wird die Kraft auf den Zahn plötzlich weggenommen und die freie Rückstellung des Zahnes in die Ruhelage beobachtet. Die Rückstellung zerfällt deutlich in zwei unterschiedliche Abschnitte:

Phase III:

(Strecke 2 - 3 in Abbildung 1): Die schnelle Rückkehr auf etwa 45 % der Zahnauslenkung in etwa 1/20 sec entspricht der Entspannung der in Phase II angespannten Faserbündel. Phase III ist von Phase IV, der langsamen Rückstellung, deutlich durch den Umschlagpunkt 3 getrennt,

wo der anfänglich nach der Entlastung näherungsweise geradlinige Abfall bogenförmig umschlägt.

Phase IV:

(Strecke 3 - 4 in Abbildung 1). In der langsamen Rückstellbewegung, die bis zu Minuten dauern kann, nähert sich der Zahn kontinuierlich seiner Ausgangslage. In der Phase der langsameren Rückstellung formieren sich die Faserbündel wieder zur ungeordneten gewellten Ausgangsstellung, während die intraperiodontale Flüssigkeitsverschiebung der Phase I im hydrostatischen Druckausgleich rückgängig gemacht wird.

Diese Kraft-Weg- bzw. Weg-Zeit-Diagramme des be- und entlasteten Zahnes bezeichnet HOFMANN (9) je nach Kraftrichtung als orale und vestibuläre Parodontogramme. Sie stellen die Bewegungsbahnen des be- und entlasteten Zahnes dar und gestatten einen tieferen Einblick in das biophysikalische funktionelle Geschehen des Zahnhalteapparates.
Bei der Entwicklung von Verfahren zur Beurteilung des funktionellen Zustandes des Parodontiums sowie zur objektiven Bewertung von Therapiemaßnahmen, schließlich zur Früherkennung eines beginnenden krankhaften Geschehens ist es erforderlich, solche Phänomene besonders ins Auge zu fassen, welche sich beim erkrankten Zahnhalteapparat möglichst signifikant von dem physiologischen Verhalten unterscheiden.

Dem Verlauf der Bewegung des gesunden Zahnes bei Be- und Entlastung, d.h. der physiologischen Zahnbewegung, wird in Abbildung 1 die pathologische Zahnbewegung bei erkranktem Parodontium gegenübergestellt.

- Phase I:

Der pathologisch geschädigte Zahnhalteapparat weist eine gegenüber dem gesunden beträchtlich vergrößerte initiale Phase auf. In der Gegenüberstellung der mittleren oralen Zahnbewegungen in Abbildung 1 zeigt ab Punkt 1, dem Ende der initialen Phase, der Zahn bei erkranktem Parodontium eine 1,8 mal größere Auslenkung als der Zahn bei gesundem Parodontium.

- Phase II:

Auch in der periodontalen Phase II erfolgt die Auslenkung bei erkranktem Parodontium im Mittel etwa mit doppelter Steilheit wie beim gesunden Parodontium, jedoch ist der Steilheitsunterschied der Zahnbewegung zwischen erkranktem und gesundem Parodontium in Phase II deutlich geringer als in der initialen Phase I.

- Phase III:

Aus wahrscheinlich meßtechnischen Gründen ist kein Unterschied in der schnellen Rückstellung zwischen erkranktem und gesundem Parodontium zu beobachten.

Phase IV:

Hierbei tritt bei erkranktem Parodontium bei vorhergehender oraler Kraftrichtung ein besonders signifikantes Phänomen gegenüber dem gesunden Parodontium auf, indem die Rückstellbewegung in periodisch auftretenden Stufen erfolgt. Die Frequenz der Stufen entspricht der Pulsfrequenz.

Diese Pulsationsbewegungen treten als gemeinsames Symptom aller von HOFMANN untersuchten Parodontopathien auf, auch - und das ist von besonderer Wichtigkeit - in den Fällen, in denen die Grösse der Auslenkung des Zahnes entsprechend Abbildung 1 in die Variationsbreite des gesunden Parodontiums hineinreicht. HOFMANN (9) wertet daher diese Pulsationsbewegungen des Zahnes in der langsamen Rückstellphase IV entsprechend Abbildung 1 als Frühsymptom einer beginnenden entzündlichen Veränderung des Zahnhalteapparates.

Abbildung 2 zeigt die vier Phasen der Bewegung eines Zahnes entsprechend Abbildung 1, jedoch für eine vestibuläre Kraftrichtung. Die vestibuläre Zahnbewegung entsprechend Abbildung 2 zeigt nicht solche signifikanten Unterschiede zwischen erkranktem und gesundem Parodontium. Einmal beträgt die Maximalauslenkung bei 120 p des in vestibulärer Richtung ausgelenkten Zahnes bei erkranktem Parodontium im Mittel nur das 1,5-fache der Zahnauslenkung des Zahnes bei gesundem Parodontium gegenüber dem

Faktor 2,8 bei entsprechender oraler Zahnbewegung. Zum anderen fehlt der Umschlagspunkt zwischen der initialen Phase I und der periodontalen Phase II bei vestibulärer Zahnbewegung gegenüber der oralen Bewegung, und schließlich erscheinen die Zahnpulsationen bei erkranktem Parodontium in Phase IV, der langsamen Rückstellung des vestibulär ausgelenkten Zahnes, nur andeutungsweise.

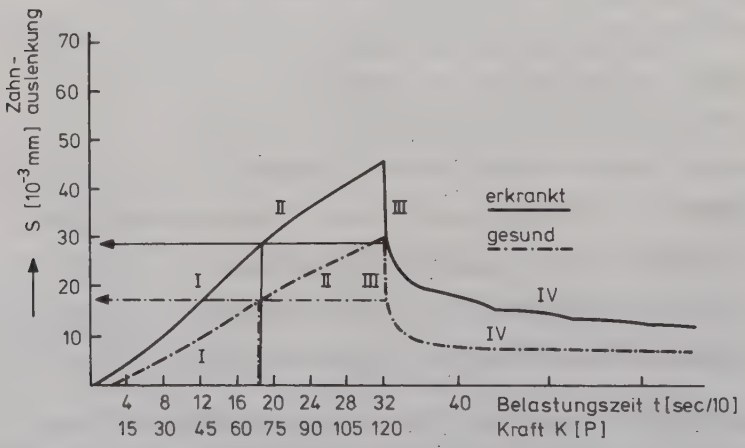


Abb. 2: Gegenüberstellung der mittleren vestibulären Zahnbewegung bei gesundem u. erkranktem Parodontium

Die Unterschiede zwischen erkranktem und gesundem Parodontium sind weniger ausgeprägt als bei vestibulärer Kraftrichtung.

So aufschlußreich sich die von HOFMANN (10) eingesetzten Verfahren zur exakten und reproduzierbaren Zahnbeweglichkeitsmessung für die Aufklärung der Mechanismen und Vorgänge der physiologischen und pathologischen Zahnbeweglichkeit erwiesen, so erscheint doch eine Verfahrensentwicklung erforderlich in Richtung auf ein problemloses Schnellverfahren für Massenuntersuchungen.

Die Weiterführung der Verfahren zur Zahnbeweglichkeitsuntersuchung oder allgemeiner, zum physikalischen Nachweis degenerativer Erscheinungen des Parodontiums muß in zwei Richtungen erfolgen:

1. Verfahren zum schnellen Masseneinsatz mit Auswertung der biophysikalischen Erscheinungen, welche besonders signifikante Differenzen zwischen physiologischem und pathologischem Verhalten aufweisen.
2. Forschungsverfahren, welche bei entsprechend größerem apparativem Aufwand eine breitere Skala von Informationen über den funktionellen Zustand des Parodontiums bei möglichst einfacher Bedienbarkeit liefern.

Zur letzteren Gruppe gehören auch Verfahren zum Nachweis von solchen degenerativen Veränderungen des Zahnhalteapparates, welche über die Zahnbeweglichkeit nicht festzustellen sind. Zum Beispiel muß - worauf wiederum HOFMANN (10) besonders hinweist - ein zunehmender Höhenabbau der knöchernen Alveole oder eine stärkere Entzündung des Gingivalsaumes keineswegs mit einer höheren Zahnbeweglichkeit gekoppelt sein.

3.2. Einflußparameter auf die Zahnbeweglichkeit

Die angewendete Meßkraft bestimmt die Auslenkung eines Zahnes. Bei einem Anstieg der Meßkraft auf 1,75 kp steigt bei etwa 0,1 kp nach MÜHLEMANN (24) die Zahnauslenkung linear mit der Kraft an (initiale Zahnbeweglichkeit), verringert dann bis etwa 1,5 kp die Steigung (intermediäre Zahnbeweglichkeit), um bei noch größeren Kräften fast die Steigung Null anzunehmen.
Besonders die initiale Zahnbeweglichkeit ist bei Parodontose beim kranken Zahn vergrößert.
Nach Messungen von HOFMANN (9) bewegt sich bei einer horizontalen Belastung von 120 p ein gesunder Zahn etwa 90 µm und ein kranker Zahn etwa 65 µm.

Da der größte Teil der Zahnbewegung bereits bei einer Kraft von etwa 0,1 kp erfolgt und die Belastung von etwa 0,5 kp schmerzhafte Reaktionen hervorruft (9) und eine Mitbewegung des Knochens bewirkt, sind Meßkräfte bis maximal 150 p für die Messung ausreichend.
Es besteht die Möglichkeit, die Meßkräfte sowohl axial (30,31,34) als auch horizontal (17, 9, 27) auf den Zahn aufzubringen. Bei axialer und horizontaler Belastung ergeben sich hierbei qualitativ gleiche Parodontogramme (Kraft-Weg-Diagramme des Zahnes). In Abbildung 3 ist die prozentuale Relation der mittleren Bewegungsamplituden des menschlichen Schneidezahnes dargestellt (8). Die Meßkraft beträgt 500 p. Die dazugehörenden Absolutwerte der Zahnauslenkung sind in Tabelle 1 zusammengestellt.

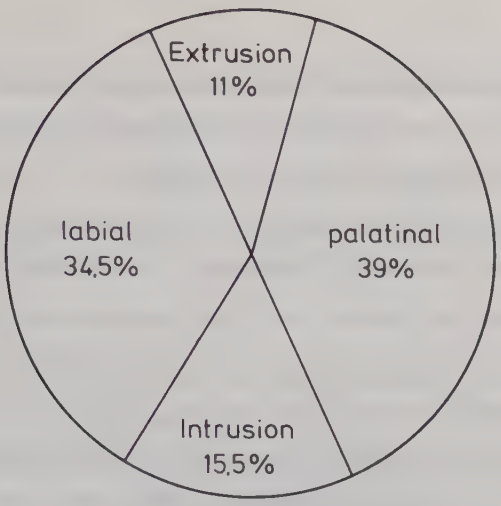


Abb. 3: Prozentuale Relationen der Bewegungsamplituden beim menschlichen Schneidezahn nach Heners (8)

Belastungsart	Bewegungsampl. (µm)	
Extrusion	20.6	47.2
Intrusion	26.6	
Labialbewegung	67.7	127.1
Palatinalbewegung	59.4	

Tabelle 1: Zusammenstellung der richtungsabhängigen Bewegungsamplituden (Schneidezahn) (8).

Die fast um den Faktor 3 größere Amplitude der horizontalen Belastung gegenüber der axialen Belastung spricht für eine horizontale Krafteinleitung.
Bei praktischen Messungen hat sich gezeigt, daß bei horizontaler Belastungsrichtung die Messung der Gesamtauslenkung aus Labial- und Palatinalbewegung günstig ist, da hierdurch Fehler durch eine Auflagekraft des Meßinstrumentes vermieden werden (28).
Gegen eine axiale Kraftrichtung spricht neben der geringen Amplitude die Kraftzerlegung in eine Horizontal- und Vertikalkomponente, hervorgerufen durch die schiefe Ebene des Zahnes (22). Wegen der hierdurch verursachten Ausweichbewegung des Zahnes in horizontaler Richtung ergab sich bei praktischen Messungen mit axial gerichteten Meßkräften eine zu geringe Reproduzierbarkeit der Ergebnisse (5), so daß auch aus diesem Grund der horizontalen Meßkraft der Vorzug gegeben werden muß.

Für eine axiale Kraftrichtung spricht die bessere Abgleitbewegung sich berührender Zähne, so daß die Störbeeinflussung durch Nachbarzähne geringer ist.

Charakteristisch für die Zahnbeweglichkeit ist das Kriechen, d.h. eine zeitabhängige Änderung der Bewegungsamplitude bei gleichem Krafteingang (31). Das bedeutet für die praktische Messung, daß bezüglich der Belastungszeit eine

Standardisierung vorzunehmen ist. Der Einfluß der Belastungszeit ist vor allem bei Meßkräften bis 0,2 kp von Bedeutung. In (9) wurden für eine konstante Kraft von 0,15 kp bei einer Variation der Belastungszeit zwischen 0,6 s und 1,2 s Unterschiede von 50 % in den Meßwerten festgestellt.

Ähnlich kritisch sind der Kraftangriffspunkt und die Richtung der Krafteinleitung, sodaß auch diese Parameter standardisiert sein müssen. Nach HOFMANN (11) ist bei 3000 Applikationen der gleichen Kraft mit der Hand kein einziges reproduzierbares Meßergebnis gelungen. Hinzu kommt eine Abhängigkeit der Zahnbeweglichkeit von der Tageszeit, der Person und dem Zeitintervall zwischen vorherigen Kauvorgängen (23,28).

3.3. Passives Meßverfahren über die Pulsbewegung

Der menschliche Zahn bewegt sich in seiner Alveole pulssynchron sowohl in horizontaler als auch in axialer Richtung (12). Diese Pulsbewegungen sind jedoch sehr klein; sie betragen 0,4 um bis 1 um (11,17).
In (9) und (11) wird eine pulssynchrone, treppenförmige Rückstellung des ausgelenkten Zahnes bei insuffizientem Zahnhalteapparat beschrieben. Nach diesen Ergebnissen ist solch ein Meßverfahren der Zahnbeweglichkeit zur Diagnose für Parodontopathien ungeeignet. Bewegungsamplituden der genannten Größenordnung sind meßtechnisch

nur schwierig zu erfassen. Die zusätzlich gewünschte Feindifferenzierung ist hier nicht mehr möglich.

3.4. Möglichkeiten und Grenzen statischer Messungen

Das Hauptproblem der statischen Zahnbeweglichkeitsmessung ist das hierzu notwendige feste Bezugssystem, gegenüber dem die Auslenkung des Zahnes gemessen werden kann. Da die einzigen Fixpunkte zum Kopf die Zähne darstellen, ergeben sich zwei prinzipielle Methoden zur statischen Messung der Zahnbeweglichkeit

1. Der Meßumformer ist fest mit dem Bezugssystem, das sind in diesem Falle die nicht zu untersuchenden Zähne des gleichen Kiefers, verbunden.
2. Der Meßumformer hat ein beliebiges freies Bezugssystem, von dem aus über Zähne des gleichen Kiefers die Bewegung des Kiefers mitregistriert wird.

Für die 1. Methode (feste Verbindung mit dem Bezugssystem) ist das klassische Beispiel der nach der Methode von MÜHLEMANN eingegipste Abdrucklöffel (29). Will man das Eingipsen umgehen, so ist eine andere starre Befestigungsart des Meßumformers am Bezugssystem vorzusehen. Für Routineuntersuchungen ist ein solches Verfahren, das nach dem heutigen Stand der Technik mit einem elektromechanischen Meßumformer (DMS, induktiver oder kapazitiver Geber) ausgerüstet wäre, aus folgenden Gründen nicht geeignet:

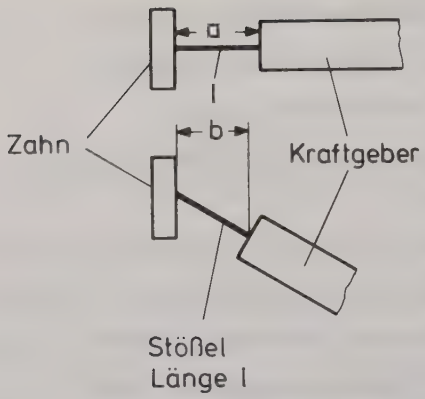
a) Bei der Vielzahl der Einflußparameter wie unterschiedlich geometrische Abmessungen der Zähne, unterschiedliche Lage der als Bezugssystem dienenden Referenzzähne ist ein reproduzierbarer Meßaufbau nicht möglich.
b) Der Vorbereitungsaufwand zu einer Messung ist mindestens genauso groß wie bei der Eingipsmethode, so daß die für den praktischen Einsatz erhobenen Forderungen einer Gesamtmeßzeit von 15 bis 30 min für 32 Zähne nicht erfüllt werden kann.
c) Da sich der Meßgeber bei der Untersuchung im Munde des Patienten befinden muß, muß er auch sterilisierbar sein. Die sich hierbei ergebenden Probleme sind beträchtlich.

Für die 2. Methode (beliebiges Bezugssystem mit Referenz) werden 2 Möglichkeiten diskutiert:

a) Optische Messungen mit Referenzspiegeln
b) Elektronische Bewegungsmessung von Meßzahn und 2 Referenzzähnen.

Zu a) Optische Messung mit Referenzspiegeln:

Sämtliche Abstandsmeßverfahren (induktiv stößelgeführt, kapazitiv berührungslos, pneumatisch über Düse-Prallplatte-System) sind abhängig von der Winkellage der Krafteinleitung bzw. Führung der Meßsonde durch die Hand des Untersuchers, wie dieses in Abbildung 4 dargestellt ist.



a > b
a, b = gemessene Abstände

Abb. 4: Winkelfehler bei Abstandsmessung

Einzige Ausnahme ist eine Abstandsmessung über einen reflektierten optischen Strahlengang. Treffen in Abbildung 5 die von den Lichtquellen L und L' ausgehenden Strahlen auf einen Spiegel am zu messenden Zahn und auf einen parallelen Referenzspiegel, so sind die in der Empfängerebene erfaßten Abstände a und b gleich und winkelinvariant. Damit ist auch das Meßergebnis invariant gegenüber Bewegungen des Arztes und des Patienten.

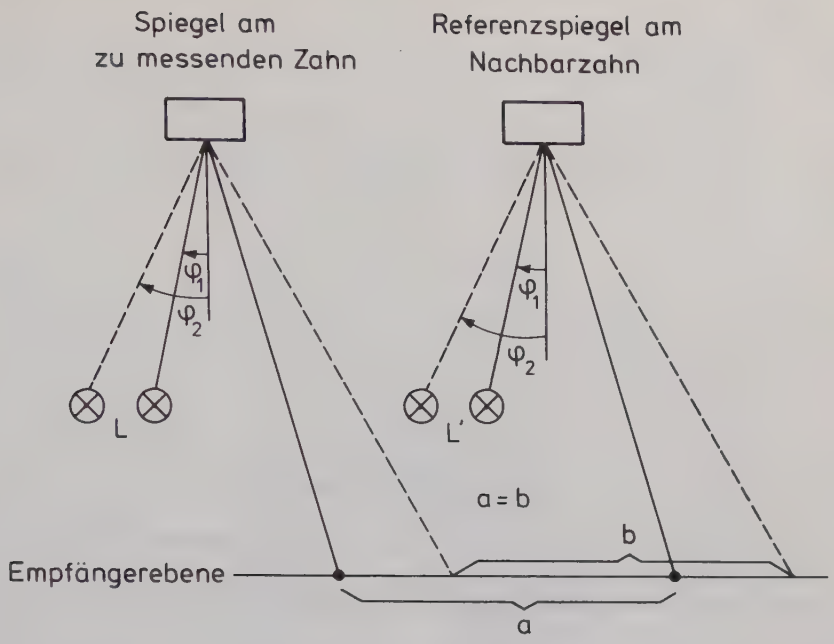


Abb. 5: Strahlengang mit winkelinvariantem Meßergebnis

Zur Abschätzung der zu erwartenden Auslenkungen in der Empfängerebene dient das in Abbildung 6 dargestellte Drehmodell des Zahnes.
Hieraus errechnet sich

$$\sin \alpha = \frac{60 \cdot 10^{-3}}{12} \quad \left[\frac{mm}{mm}\right] = 5 \cdot 10^{-3} \quad (1)$$

$$\operatorname{tg}\alpha \approx \sin \alpha \approx \alpha = \frac{x}{l} \quad (2)$$

Unter der Annahme einer Meßstrecke l = 100 mm ergibt sich eine zu messende Strahlablenkung x = 0,5 mm.

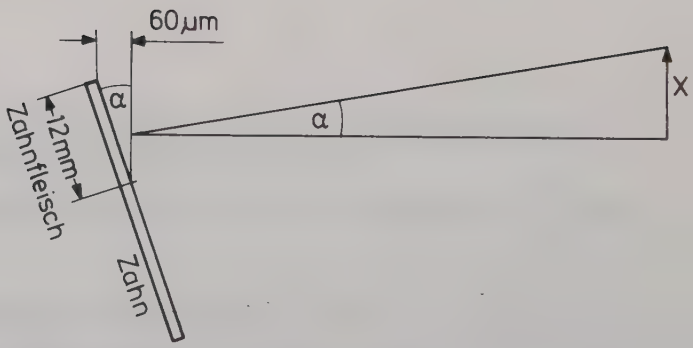


Abb. 6: Zur Abschätzung der optischen Auslenkung

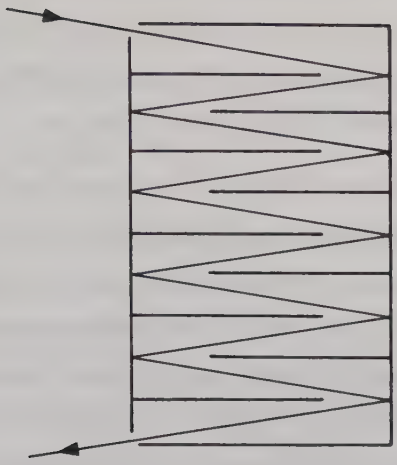


Abb. 7: Strahlenumlenkung zur Vergrößerung der Ablenkung

Dieser sehr geringe Wert der Strahlablenkung kann durch Strahlumlenkung, wie in Abbildung 7 gezeigt, ohne Vergrößerung der geometrischen Abmessungen der Meßapparatur vergrößert werden. Bei einer z.B. 10-fachen Wegvergrößerung würde die Meßstrecke dann 5 mm betragen. Die Auswertung könnte über ein selbstabtastendes Foto-Dioden-Array erfolgen. Bei 64 x 64 Dioden auf einem 6 x 6 mm Chip beträgt der Mittenabstand des Diodenrasters 75 µm. Die Auflösung des Meßweges von 5 mm betrüge dann 1,5 %.

Eine weitere Möglichkeit der Auswertung bestünde in der Verwendung von Photodetektoren. Man benützt lineare oder flächenhaft angeordnete lichtempfindliche Schichten mit einer angegebenen Maximalauflösung von 0,1 µ.

Das Gerät wurde zur Messung in definierter Winkellage zur Horizontalen an einem Galgen aufgehängt. Eine manuelle oder automatische Justierung der Kraftrichtung kann durch die Messung eines in der horizontalen Ebene reflektierten Lichtstrahls durchgeführt werden. Kritisch ist aber die für Vergleichsmessungen notwendige Standardisierung des Kraftangriffpunktes. Das kann durch Markierung einer Stelle an einem festklemmbaren Zahnaufsatz geschehen. Hier ist gleichzeitig einer der Spiegel befestigt. Jedoch ist auch hier der Justieraufwand so hoch, daß gegenüber dem MÜHLEMANN'schen Verfahren kein Vorteil besteht.

Zu b) Elektronische Bewegungsmessung von Meßzahn und zwei Referenzzähnen.

Zur Messung werden links und rechts des zu untersuchenden Zahnes je ein Referenzzahn als Bezugspunkt benutzt. Die Referenzzähne müssen nicht benachbart sein. Aus den Messungen der 3 Wegstrecken zwischen Meßgerät und Meßzahn bzw. Referenzzähnen kann die Bewegung des zu untersuchenden Zahnes ermittelt werden.
Auch hier ist die Zeit des Aufbringens des Meßgerätes hoch. Außerdem sind für das Verfahren mindestens 3 Zähne in einem Kiefer notwendig, was eine erhebliche Einschränkung

bedeutet.

3.5. Dynamische Messung gegen eine Referenzmasse

3.5.1. Meßprinzip

In Abbildung 8 ist das Prinzip einer dynamischen Messung der Zahnbeweglichkeit gegen eine Referenzmasse dargestellt. Durch den Zahnhalteapparat ist der Zahn mit dem Kiefer verbunden oder gekoppelt. Wirkt nun auf den Zahn eine periodische Kraft $K_o \cdot \cos \omega t$, so wird in Abhängigkeit von der Beschaffenheit des Zahnhalteapparates und unter der Voraussetzung

$$m_z \ll m_k \qquad (3)$$

(m_z = Zahnmasse; m_k = Kiefermasse) ab einer genügend hohen Frequenz der Kiefer in Ruhe bleiben ($x_1 = 0$) und nur der Zahn eine Bewegung ($x_2 = 0$) ausführen. Ebenso wird die seismische Masse oder Referenzmasse ab einer bestimmten Frequenz keine Bewegung ausführen ($x_3 = 0$). Die Zahnbeweglichkeit wird dann allein durch x_2 (t) beschrieben. Bewegungen des Untersuchers und des Patienten haben keinen Einfluß mehr, da sie sich aus dem Wegsignal herausfiltern lassen.
Es ist aus der Literatur bekannt, daß der Zahn bei hochfrequenter Belastung (Stoßimpuls) keine Bewegung x_2 ausführt (28). Mit zunehmender Frequenz wird die Bewegungsamplitude des Zahnes geringer. Die Frequenz der Meßkraft muß so gewählt sein, daß sich der Kiefer und die seismische Masse relativ zum gemessenen Zahn nicht bewegen.

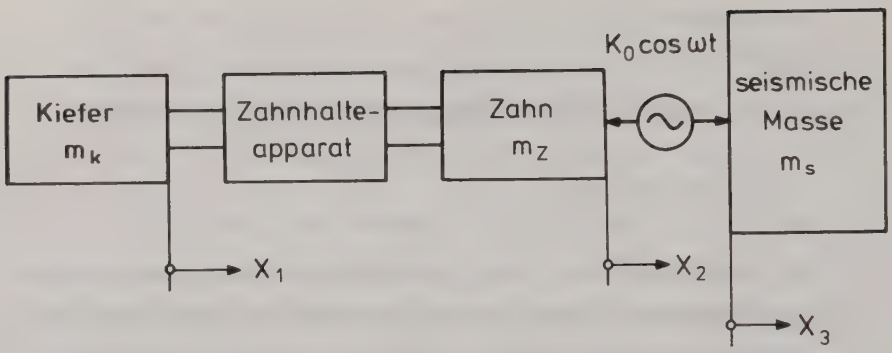


Abb. 8: Prinzip der dynamischen Messung der Zahnbeweglichkeit gegen eine seismische Referenzmasse

Gleichzeitig darf die Bewegungsamplitude des Zahnes gegenüber dem statischen Fall nicht zu klein werden.

3.5.2. Zahnmodell

Zur Ermittlung der Bewegungsamplituden x_1, x_2 und x_3 ist die modellmäßige Kenntnis des Zahnhalteapparates notwendig.

Ausgangspunkt für die Aufstellung eines Modells sind die Untersuchungen von HOFMANN (9). Der Zahn wird in einer quasistatischen Messung mit einer linear auf 120 p ansteigenden Kraft langsam belastet. 3,2 sec

dauert der Kraftanstieg, dann wird die Rückstellbewegung registriert. Die Methode ist zuverlässig und meßtechnisch einwandfrei. Dieser Veröffentlichung sind die einzigen qualitativen Ergebnisse über das dynamische Verhalten des Zahnes zu entnehmen.

Die mittlere orale Zahnbewegung in Abhängigkeit von der Zeit beim gesunden und erkrankten Parodontium zeigt Abbildung 9 (Parodontogramm).

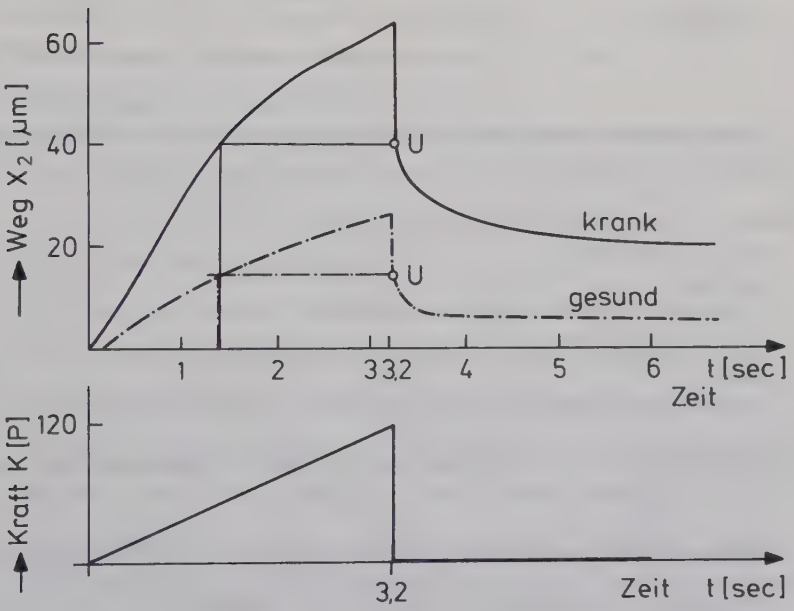


Abb. 9: Weg-Zeit-Diagramm (Parodontogramm) eines in oraler Richtung mit linearem Kraftanstieg und plötzlicher Entlastung beaufschlagten Zahnes bei gesundem u. erkranktem Parodontium [nach M. Hofmann (9)]

Charakteristisch für die freie Rückstellbewegung des Zahnes ist der anfänglich steile Kurvenabfall, der ab dem Punkt U in eine abfallende Bewegung übergeht. Die erste schnelle Rückstellphase dauert ca. 50 msec, die Zeit bis zur vollständigen Zahnrückstellung bis ca. 5 min. In Tabelle 2 sind die verschiedenen Zahnbeweglichkeiten in Abhängigkeit von der Zeit dargestellt.

Zeitpunkt	Zahnauslenkung x_2 /µm			
	orale Kraftrichtung		vest. Kraftrichtu	
	gesund	krank	gesund	kra
Max. Belastung 120 p	28.4	63.4	32.9	46
50 ms nach Entlastung	14.5	41	19	29
15 sec nach Entlastung	3.5	7.4	3.5	6

Tabelle 2: Quantitative Angaben zum Parodontogramm (9)

Im Parodontogramm ist die Zeitfunktion x_2 (t) dargestellt. Ist diese Zeitfunktion analytisch bekannt, so läßt sich bei bekannter Eingangsgröße y (t) (hier der Verlauf der Kraft) mit Hilfe der Laplace Transformation die Über-

tragungsfunktion

$$G(j\omega) = \frac{\mathcal{L}\{x_2(t)\}}{\mathcal{L}\{y(t)\}} \qquad (4)$$

und hieraus der Frequenzgang /G (ω)/ bestimmen. Damit kann die zu hohen Frequenzen hin gesetzte Grenze für die Abnahme der Zahnauslenkung bestimmt werden. Voraussetzung für die Umrechnung der Zeitfunktion in eine Frequenzfunktion ist die Linearität der Übertragungsstrecke. Das bedeutet, daß der Zahnhalteapparat in Abbildung 8 durch ein lineares Modell anzunähern ist. Das ist jedoch nur annähernd möglich. Von dem Parodontogramm ausgehend, läßt sich für einen linearen Modellansatz folgendes erkennen:

Zwei Zeitkonstanten bestimmen den Weg-Zeitverlauf. Das Auftreten zweier solcher Konstanten deutet auf ein Zwei-Speicher-System hin.
Bei dem als Ansatz verwendeten Feder-Dämpfer-System wird der Kriechvorgang durch die Paralellschaltung von Feder und Dämpfer (Voigt-Modell) beschrieben (2,21). Hiermit allein ergibt sich für die aus der statistischen Messung der Zahnauslenkung festliegende Federkonstante eine Rückstellbewegung, die zu schnell abklingt. Eine langsamer abklingende Rückstellbewegung erhält man durch Parallelschalten eines Seriengliedes aus Feder und Dämpfer (Maxwell-Modell). Hieraus ergibt sich der in Abbildung 10 dargestellte Ansatz für ein Modell des Zahnhalteapparates.

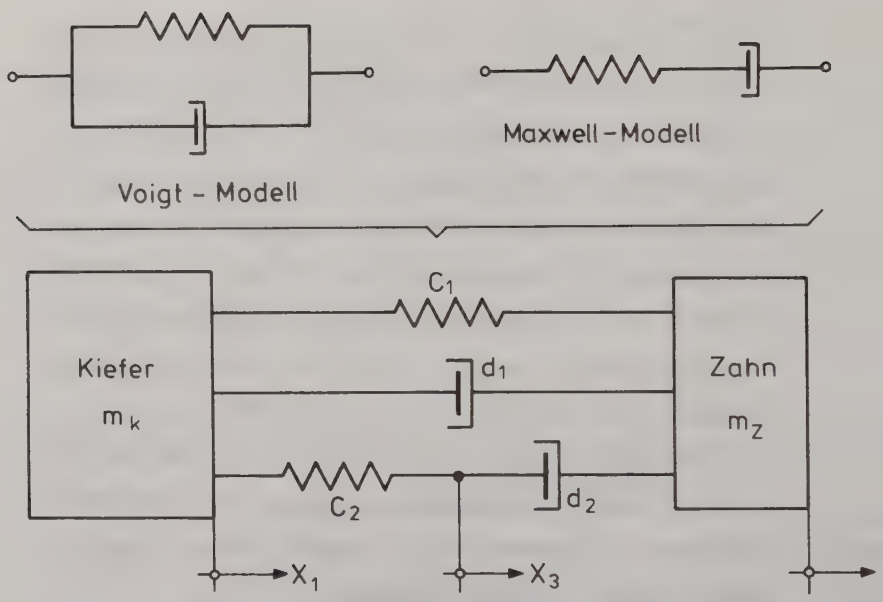


Abb. 10: Ansatz für ein lineares Feder - Dämpfer - Zahnmodell /2/, /21/

Die Gültigkeit des Modells läßt sich folgendermaßen überprüfen (3): Mit geeigneten Federkonstanten C_1, C_2 und Dämpfungskonstanten d_1, d_2 muß die Lösung X_2 (t) des Differentialgleichungssystems des Modells für den vorgegebenen Kraftverlauf das in Abbildung 9 dargestellte Parodontogramm ergeben.

Für das in Abbildung 10 dargestellte Modell gilt für das Kräftegleichgewicht nach Abschalten der äußeren Kraft folgende Differentialgleichung:

$$c_1 \cdot x_2 + d_1 \cdot \dot{x}_2 + d_2 (\dot{x}_2 - \dot{x}_4) = m_z \cdot \ddot{x}_2 \qquad (5)$$

Durch das Fehlen der äußeren Kraft wird nur der Kurventeil für Zeiten $t > 3{,}2$ s betrachtet.

Nach verschiedenen Vereinfachungen und dem Lösungsansatz einer Exponentialfunktion mit negativem Exponenten

$$X = e^{-\lambda t} \qquad (6)$$

erhält man für die Lösung der Differentialgleichung allgemein

$$X = a \cdot e^{-\lambda_1 t} + b \cdot e^{-\lambda_2 t} \qquad (7)$$

Die Federkonstanten lassen sich bestimmen zu

$$d_1 = \frac{c_1}{k_1} \qquad (8)$$

$$c_2 = d_1 \cdot k_3 \qquad (9)$$

$$d_2 = \frac{c_2}{k_2} \qquad (10)$$

Sämtliche Größen des Zahnmodells sind bestimmbar. Tabelle 3 gibt eine Zusammenstellung der Zahlenwerte eines kranken und gesunden Zahnes bei oraler Kraftrichtung und einer Belastung mit 120 p.

Phys. Größe	gesunder Zahn	kranker Zahn
Konstante a	24.000 µm	54.000 µm
Konstante b	4.600 µm	9.700 µm
Exponent λ_1	14.990 1/s	11.900 1/s
Exponent λ_2	0.018 1/s	0.018 1/s
Hilfsgröße k_1	11.750 1/s	9.240 1/s
Hilfsgröße k_2	0.210 1/s	0.021 1/s
Hilfsgröße k_3	2.270 1/s	1.660 1/s
Federkonstante c_1	41 000 kg/s^2	18 500 kg/s^2
Dämpfungskonstante d_1	3 500 kg/s	2 000 kg/s
Federkonstante c_2	8 000 kg/s^2	3 300 kg/s^2
Dämpfungskonstante d_2	370 000 kg/s	155 000 kg/s

Tabelle 3: Zahlenwerte zum linearen Feder-Dämpfer Zahnmodell nach BRETSCHI (3)

Erkenntnisse aus dem physikalischen Modell sind folgende:

1. Eine genaue Zuordnung der einzelnen Modellgrößen und der physiologischen Bedeutung ist nicht möglich.
2. Im erkrankten Zustand verringern sich sämtliche Modellgrößen auf etwa die Hälfte.
3. Die Federkonstante c_1 kann man am leichtesten messen. Sie ist bei statischen Messungen alleine wirksam.

4. Bei Stößen sind die Dämpfungen d_1 und d_2 voll wirksam. Die Kräfte der Serien- und der Parallelfeder addieren sich. Die Dämpfung d_1 verhindert eine Auslenkung des Zahnes.
5. Die bei Stoßbelastung wirksame Dämpfung d_1 wird durch die Flüssigkeitsdämpfung des sich im Periodontalraum befindlichen Blutes verursacht.

Bei dem in Abbildung 10 angegebenen Modell des Zahnhalteapparates führt der Zahn eine Translationsbewegung in Richtung der Koordinate X_2 aus. In Wirklichkeit jedoch führt der Zahn die in Abbildung 11a dargestellte Drehbewegung um den Drehpunkt D aus.

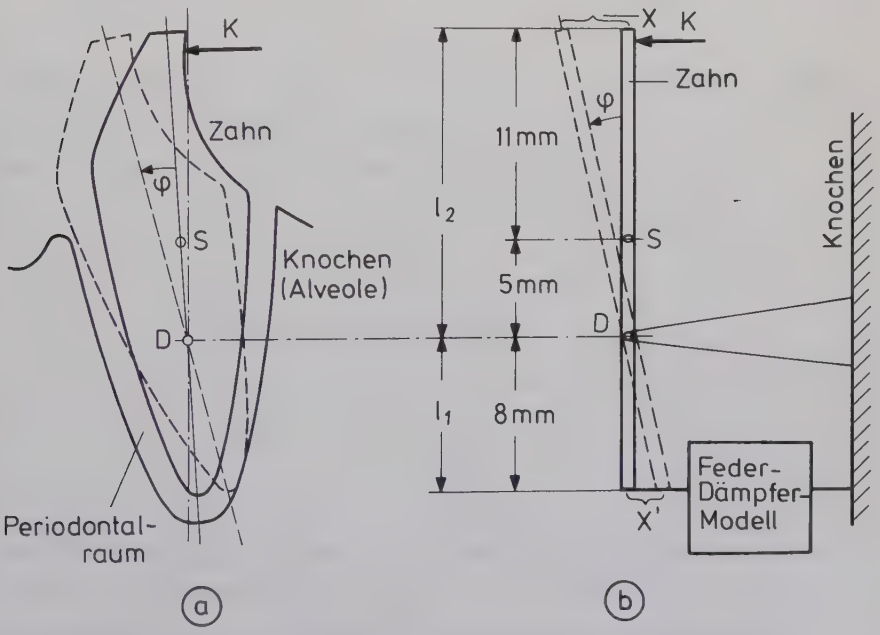


Abb. 11: Zahnhalteapparat
ⓐ Zahneinbettung
ⓑ Modell mit konzentrierten Parametern

Der Drehpunkt ist nicht identisch mit dem Schwerpunkt S des Zahnes. In Abbildung 11b ist ein physikalisches Modell des auf Drehung beanspruchten Zahnhalteapparates dargestellt (3). Es besteht im wesentlichen aus den zwischen Knochen und dem Zahn geordneten Periodontalfasern mit eingelagerten Blutgefäßen und knäuelförmigen Gefäßschlingen (11, 3). Der gesamte Zahnhalteapparat umgibt den Zahn räumlich. Diese Verteilung kann man zur Vereinfachung mit ihrer Wirkung an einer beliebigen Stelle konzentrieren. In Abbildung 11 b ist diese Stelle als das Ende der Zahnwurzel festgelegt. So liegen definierte geometrische Verhältnisse vor.

Die Momentangleichung für die Drehbewegung des Zahnes lautet allgemein

$$\Theta_D \cdot \ddot{\varphi} = M \qquad (11)$$

Θ_D = Flächenträgheitsmoment des Zahnes um den Drehpunkt

φ = Winkelauslenkung des Zahnes bei horizontaler Kraft

M = Summe aller am Zahn angreifenden Momente.

Für ein Modell entsprechend Abbildung 10 ergibt sich dann

$$\Theta_D \cdot \ddot{\varphi} = k \cdot l_2 - c_1 \cdot x' \cdot l_1 - d_1 \cdot \dot{x}' \cdot l_1 - d_2 (\dot{x}' - \dot{x}_1) \qquad (12)$$

Diese Gleichung entspricht formal der Differentialgleichung (5) für die Translationsbewegung.

Mit den äquivalenten Größen

$$m_{z\ddot{a}} = \frac{\Theta_D}{l_2^2} \qquad (13)$$

$$c_{\ddot{a}} = c \cdot \frac{l_1^2}{l_2^2} \qquad (14)$$

$$d_{\ddot{a}} = d \cdot \frac{l_1^2}{l_2^2} \qquad (15)$$

ergibt sich die Differentialgleichung für die Translation. Dadurch ist sichergestellt, daß das in Abbildung 8 und 10 verwendete Modell mit einer translatorischen Zahnbewegung zulässig ist. Beide Modelle sind ineinander überführbar.

3.5.3. Frequenzgang des Zahnhalteapparates

Zur Berechnung des Frequenzgangs aus Gleichung (2) sind jetzt sämtliche Größen bekannt.

Eingangsgröße X(t) ist die Kraft

$$X(t) \quad \begin{cases} K_o \cdot \frac{t}{T} & \text{für } t \leq T \\ 0 & \text{für } t > T \end{cases} \qquad (16)$$

Ausgangsgröße Y(t) ist die durch Gleichung (7) bei der Entlastung und während des Kraftanstieges durch eine lineare Zunahme angenäherte Zahnauslenkung.

$$Y(t) = \begin{cases} C_1 \cdot x & \text{für } t \leq T \\ a \cdot e^{-\lambda_1 t} + b \; e^{-\lambda_2 t} & \text{für } t > T \end{cases} \qquad (17)$$

Für das Frequenzverhalten ist nur der Kurvenverlauf für $t > T$ wichtig, so daß für die folgenden Betrachtungen der Anfangszeitpunkt bei $t^* = T$ liegt. Entsprechend Abbildung 12a läßt sich dann das Eingangszeitverhalten (Kraft) als Sprungfunktion mit verschwindender Amplitude darstellen, was eine abklingende Zahnauslenkung bewirkt.
Aus rechnerischen Gründen ist es günstiger, eine Sprungfunktion $X^*(t)$ von Null auf eine konstante Amplitude zu betrachten (Abbildung 12b), was eine zunehmende Ausgangsgröße $y^*(t)$ zur Folge hat.

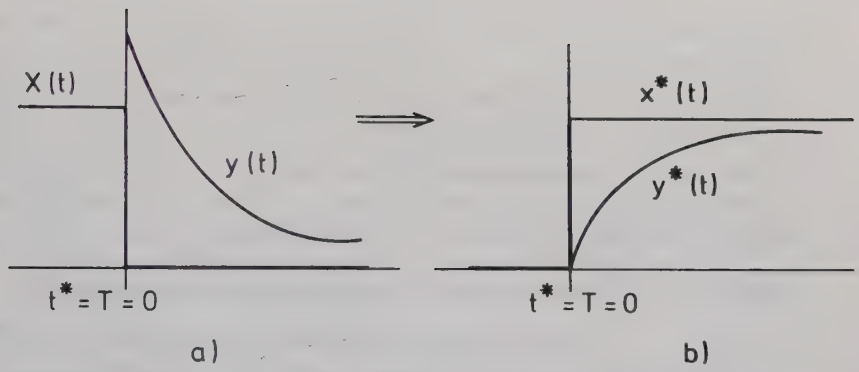


Abb. 12: Zeitverhalten von Eingang x(t) u. Ausgang y(t)
a) physikalisch realisiert u. gemessen
b) aus a) erzeugter rechnerischer Verlauf

Als Lösung der Gleichung ergibt sich als Betrag des Frequenzganges

$$/G\ (\omega)/ \;=\; \sqrt{A^2 + B^2} \qquad (18)$$

In Tabelle 4 ist der Frequenzgang sowie seine Normierung auf den statischen Fall (ω = o) angegeben.

f / $\frac{1}{s}$ (ω / $\frac{1}{s}$)	0	1.6(10)	3.2(20)	8(50)	16(100)	∞
/G (ω)/ $\frac{\mu m}{k_p}$	236.6	161	113	52	27	0
/G (ω)/ G (o)	1	0.68	0.48	0.22	0.11	0

Tabelle 4: Quantitatives Verhalten des Frequenzganges

In Abbildung 13 ist der Frequenzgang der Zahnauslenkung dargestellt. Die Beweglichkeit nimmt mit zunehmender Frequenz rasch ab. So ist beispielsweise die Amplitude der Zahnauslenkung bereits bei einer Frequenz von 3 Hz auf die Hälfte gegenüber dem statischen Fall der Krafteinleitung gesunken.

Als praktische Konsequenz für eine dynamische Messung mit einer periodischen Kraft bedeutet dies, daß nur bei niederen Frequenzen eine zur Messung benötigte große Bewegungsamplitude möglich ist.

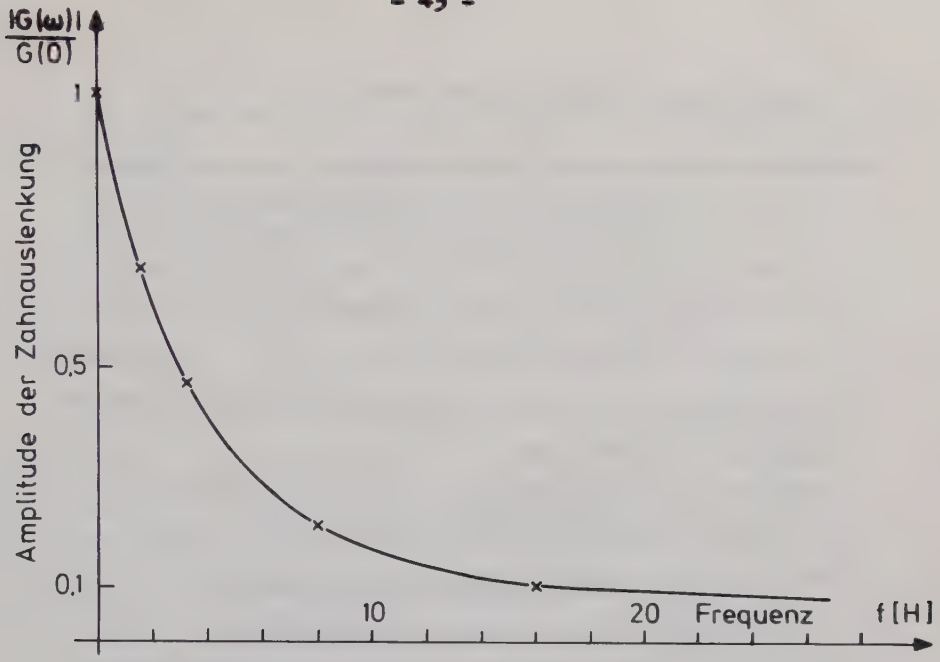


Abb. 13: Frequenzgang der Zahnauslenkung /3/

Amplitude der Zahnauslenkung nimmt mit zunehmender Frequenz rasch ab.

3.5.4. Frequenzverhalten von Kiefer und Referenzmasse

Nur wenn in diesem Frequenzbereich auch der Kiefer und die Referenzmasse (Abbildung 8) mit ihren Bewegungsamplituden wesentlich unter der des Zahnes liegen, ist eine Messung möglich. Diese Bewegungsamplituden werden nun abgeschätzt. Ausgangspunkt der Betrachtungen ist das Meßprinzip entsprechend Abbildung 8 mit dem in Abbildung 10 dargestellten Modell des Zahnhalteapparates. Für das System mit den 4 Freiheitsgraden X_1 - X_4 ergibt sich nach der Methode von Lagrange ein Differentialgleichungssystem, aus dem man durch Einsetzen und Um-

formen folgende Gesamtlösung erhält

$$X_1 = \frac{K_o}{\omega^2 \cdot m_k} \cdot \cos\omega t - \frac{K_o}{\omega^2 \cdot m_k} \qquad (19)$$

$$= X_1(\omega) \quad \cos\omega t - \text{konst.}$$

Für die Realisierbarkeit der Messung mit einer Referenzmasse muß die Bedingung

$$\hat{X}_1(\omega) \ll \hat{X}_2(\omega) \qquad (20)$$

$\hat{X}_1$ = Bewegungsamplitude des Kiefers

$\hat{X}_2$ = Bewegungsamplitude des Zahnes

gelten.

In Tabelle 5 sind die bei einer Kraft von 120 p resultierenden Bewegungsamplituden des Unterkiefers $\hat{X}_{1U}$ und des Oberkiefers X_{10} in Abhängigkeit von der Frequenz angegeben. Die Masse des Unterkiefers wurde hierbei mit 0,3 kg, die des Oberkiefers inclusive Kopf mit 2,1 kg angesetzt. Die gleichen Bewegungsamplituden führt auch die seismische Masse aus, wenn ihr Absolutwert mit den entsprechenden Kiefermassen identisch ist.

f/Hz	1	5	50	100	150	200	250	300
$\hat{x}_{1U}$/µm	99.4 10^3	3900	39	9.94	4.4	2.49	1.59	1.0
$\hat{x}_{1O}$/µm	14.2 10^3	560	5	1,4	0.63	0.36	0.23	0.14

Tabelle 5: Bewegungsamplituden des Ober- und Unterkiefers

Voraussetzung hierfür ist, daß der Kiefer frei gelagert ist und keine Dämpfungskräfte auf ihn einwirken. Dieses ist bei großen Auslenkungen nicht der Fall. Aus diesem Grund sind z.B. Bewegungsamplituden von 99.4 mm bei 1 Hz nicht möglich. Die Zahnauslenkungen bewegen sich im Bereich von 60 µm. Beim Unterkiefer ist durch das Spiel in den Kiefergelenken in diesem Bereich eine kräftefreie Aufhängung des Kiefers näherungsweise gültig. Da zudem nur Amplituden interessieren, die wesentlich unter der des Zahnes liegen, ist diese Annahme zulässig.

3.5.5. Konsequenzen für das Meßverfahren:

Entsprechend der Bedingungsgleichung (20) muß die Bewegungsamplitude des Kiefers wesentlich kleiner sein als die des Zahnes. Bei Zahnauslenkungen von maximal 60 µm muß die Kieferbewegung für praktische Messungen unter 1 µm liegen. Hierbei sind nach Tabelle 5 beim Unterkiefer Anregungsfrequenzen von über 300 Hz und beim Oberkiefer von über 100 Hz notwendig. Andererseits aber ergibt die Abschätzung des Frequenzganges der Zahnauslenkung, gemäß Abbildung 13 die Notwendigkeit niederfrequenter Anregungen ($f < 5$ Hz), da sonst die Zahnauslenkungen zu klein werden.

4. EIGENE METHODIK

Als praktischer Teil sollten in dieser Arbeit in einem Modellversuch die Möglichkeiten einer dynamischen Messung getestet werden. An ein solches Gerät müssen folgende Forderungen gestellt werden:

a) Eignung zum Routinebetrieb
b) Hohe Meßgenauigkeit
c) Reproduzierbarkeit der Untersuchungs- bzw. Modellergebnisse
d) Einfache Handhabung
e) Erfassung möglichst sämtlicher Zähne.

Die dazu entwickelte Apparatur besteht aus:

1. Einem Kraftgeber, mit dem eine dosierte Kraft auf den Zahn ausgeübt werden kann.
2. Einem Registriergerät für die Darstellung der Zahnbewegung.
3. Einem Wegaufnehmer, der die Auslenkung des Zahnes erfaßt.
4. Einer Fixierungs- und Einstellvorrichtung für den Wegaufnehmer bzw. Kraftgeber.
5. Einem Modell, an dem die Eigenschaften der Apparatur getestet werden können.

Die einzelnen Bestandteile des Gerätes werden nun genauer beschrieben.

4.1. Der Kraftgeber

Er wird durch einen Synchronmotor angetrieben und arbeitet nach dem Prinzip eines Exzenters. Durch den sehr drehstabilen Motor wird ein Exzenter angetrieben, der die Drehbewegung in eine Lateralbewegung mit steuerbarer Amplitude umwandelt.
Über einen zylinderförmigen Stab wird die Kraft auf den Zahn übertragen.
Die beiden Abbildungen 14 und 15 zeigen den Kraftgeber und seinen schematischen Aufbau.

Die Teile des Kraftgebers sollen hier noch im einzelnen beschrieben werden:

a) Der Motor wird von einem stromstabilisierten Netzteil gespeist. Durch die Stromstärke kann die Frequenz der Lateralbewegung in einem weiten Bereich, von 5 Hz bis 500 Hz, variiert werden. Die Durchzugskraft des Motors und die Amplitude der Bewegung bleibt dabei konstant.
b) Auf die Motorachse wird der Exzenter aufgesetzt, der durch seine Geometrie die Amplitude der Lateralbewegung bestimmt. Er bewegt über den Mitnehmerbolzen einen präzisionsgefrästen Schieber.
c) Der Schieber läuft in einer gefrästen und anschließend geläppten Schwalbenschwanzführung. Über eine Stelleiste, die mit Hilfe zweier arretierbarer

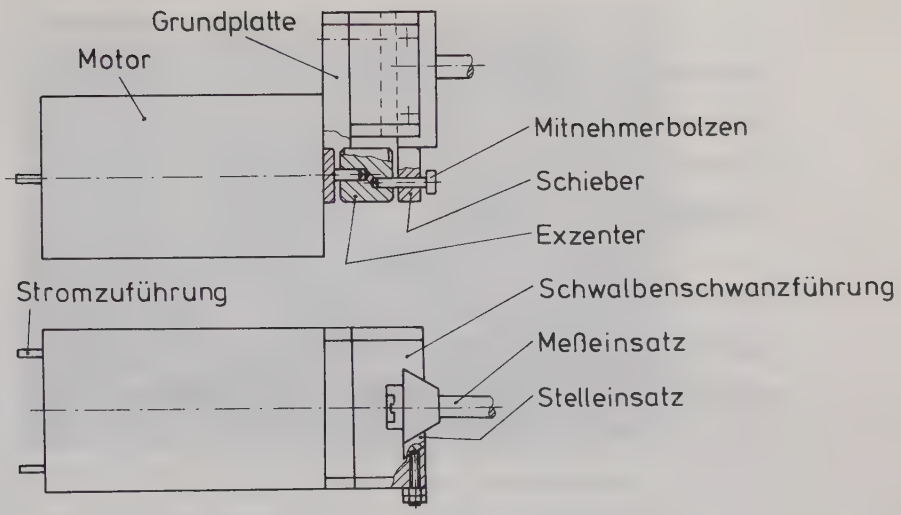


Abb.14 : Kraftgeber

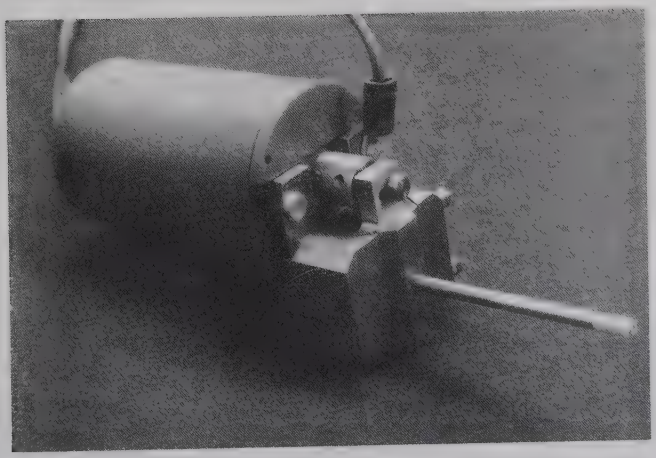


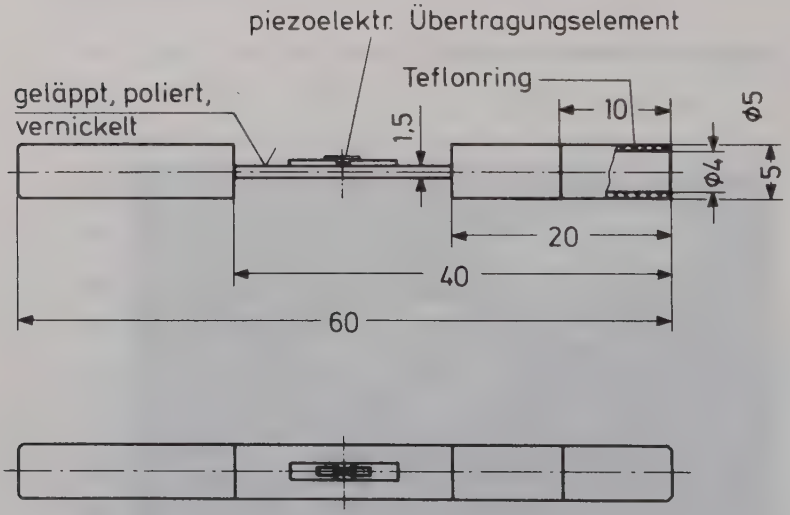
Abb. 15: Kraftgeber mit Meßwertaufnehmer

Gewindestifte justiert wird, gelingt es, die Bewegung annähernd spielfrei zu halten.

d) In diesen Schieber wird dann der komplette Meßeinsatz eingepresst.

4.2. Der Meßwertaufnehmer

Er hat die halbe Größe eines Bleistiftes. Seinen konstruktiven Aufbau zeigen die Abbildungen 16 und 17.



Werkst.: V2A M 2:1

Abb. 16 Meßwertaufnehmer

Meßelement: piezoelektrisches Übertragungselement

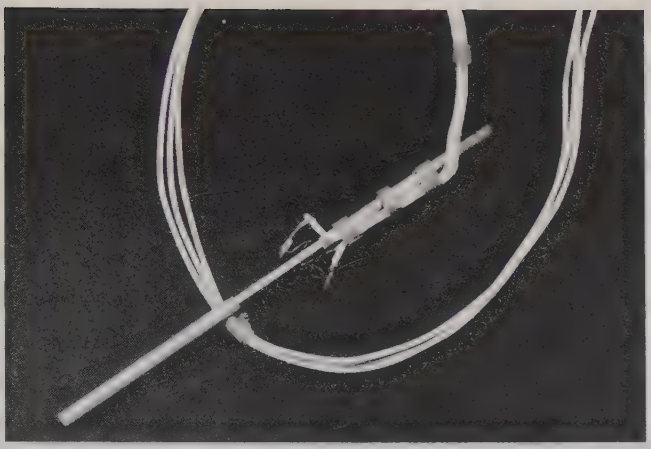


Abb. 17: Meßwertaufnehmer mit Dehnungsmeß-
streifen; temperaturkompensiert

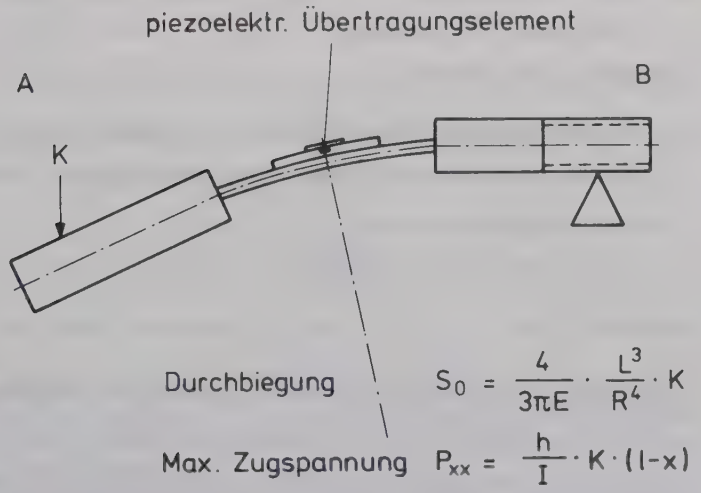


Abb. 18 Meßprinzip über die Durchbiegung eines Stabes

Der Meßwertaufnehmer arbeitet nach dem Prinzip, wie es in Abbildung 18 dargestellt ist.
Das Ende des Aufnehmers B mit der Teflonbuchse wird an das Modell bzw. den Zahn angelegt. An der anderen Seite befindet sich der Kraftgeber. Bewegt nun der Kraftgeber den Schieber, so biegt sich der Aufnehmer in der Mitte durch, und zwar umso mehr, je starrer das Ende B gelagert ist. Ist nun die Kraft respektive die Auslenkung bei A konstant, so besitzt man in der Durchbiegung des Stabes eine meßbare Größe für die Festigkeit des Punktes B. Dieser Punkt B, der den beweglichen Zahn darstellen soll, wird bei diesen Untersuchungen durch ein Modell simuliert.

Diese Biegung, die gemessen wird, ist außer von der Festigkeit des Punktes B

a) von den geometrischen Abmessungen des Meßwertaufnehmers
b) von dem verwendeten Material des Aufnehmers, also dessen Elastizitätsmodul E
c) von dem Hub des Kraftgebers

abhängig.

Die geometrischen Abmessungen des Meßwertaufnehmers und das verwendete Material wurden variiert, um die günstigsten Bedingungen zu finden; der Hub des Kraftgebers wurde in einem statischen Vorversuch festgelegt.

Seine Amplitude wurde auf 5 mm eingestellt.
Zur Messung der Durchbiegung kommen zwei Verfahren in Frage:

a) Messung mit Dehnungsmeßstreifen
b) Messung mit Halbleiterbauelementen

Zu a):
Auf dem Markt gibt es die verschiedensten Ausführungsformen. Da die Spannung nur in einer Richtung gemessen werden sollte, wurde eine Anordnung entsprechend Abbildung 19 und 20 gewählt.
Von der elektrischen Seite her sind zu beachten:

1. Die Toleranz des aufgedruckten Widerstandswertes wegen der Abgleichbarkeit der nachgeschalteten Meßbrücke.
2. Der Empfindlichkeitsfaktor k. Er gibt den Zusammenhang zwischen der relativen Widerstandsänderung und der relativen Dehnung wieder.

$$\frac{\Delta R}{R} = k \cdot \frac{\Delta l}{L} \qquad (21)$$

3. Der Temperaturkoeffizient c ist die scheinbare Dehnung pro ^{o}C Temperaturänderung.
4. Manche DMS sind für bestimmte Materialien temperaturkompensiert.
5. Bei dynamischen Belastungen ist die Wechselfestigkeit zu beachten.

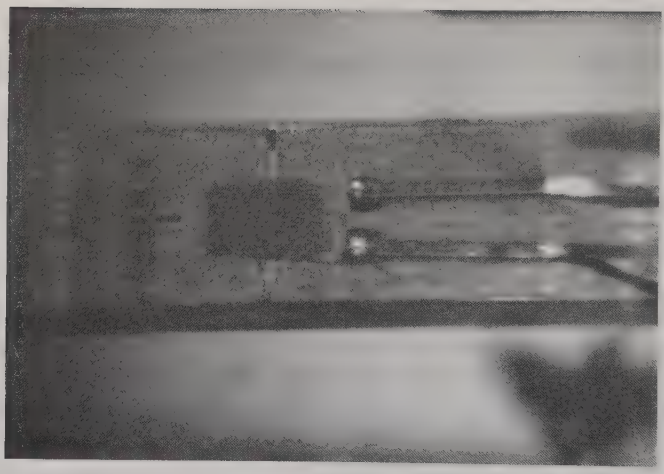


Abb. 19: Meßwertaufnehmer mit Dehnungsmeß-
streifen

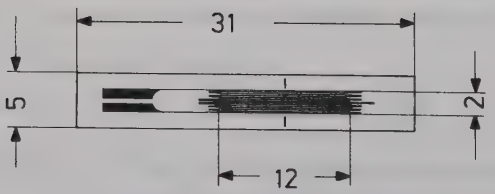


Abb. 20 Draht-Dehnungsmeßstreifen

Die elektrischen Werte der Dehnungsmeßstreifen sind:

Widerstand R/Ω	120
Empfindlichkeit Δ R/R	22 %
k-Faktor	2
Temperaturbereich	-10° bis 150°C
Linearität	± 1 %
max. Strombelastung I/mA	40

Zu b):

Um die dem Meßwertaufnehmer folgende Elektronik einfacher gestalten zu können, wurde ein zweiter Aufnehmer erprobt. Statt der in a) verwendeten Dehnungsmeßstreifen werden piezoelektrische Halbleiterelemente gebaut.

Es handelt sich um ein Übertragungselement, das aus einem Siliziumkristall besteht, der seinen Widerstand bei Biegung auf Grund des Piezoeffektes ändert. Er wird auf ein biegungsempfindliches Substrat gelötet. Der Vorteil dieses Meßelementes liegt in seiner großen Empfindlichkeit. Eine 10 %ige Widerstandsänderung ist bei maximaler Biegung zu erreichen.
Ein solches Element, zeigen die Abbildungen 21, 22 und 23.

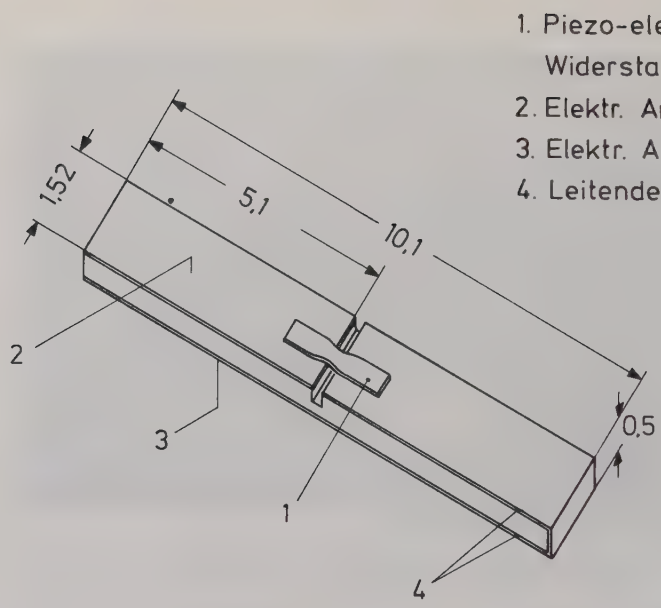


Abb. 21 Elektromechanischer Spannungswandler

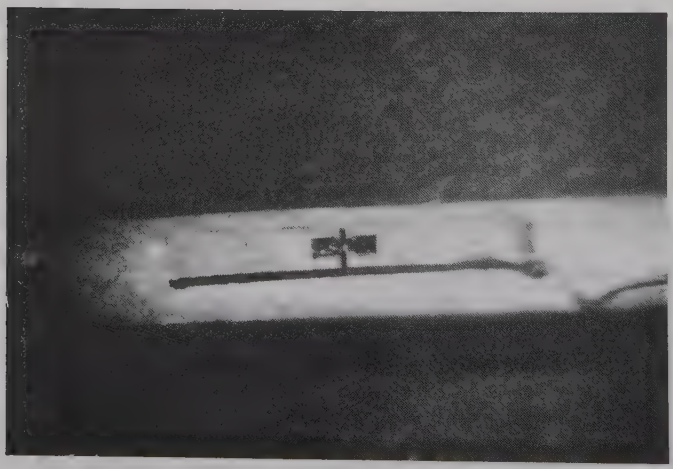


Abb. 22: Piezoelektrisches Übertragungselement; aufgelötet auf den Meßwertaufnehmer

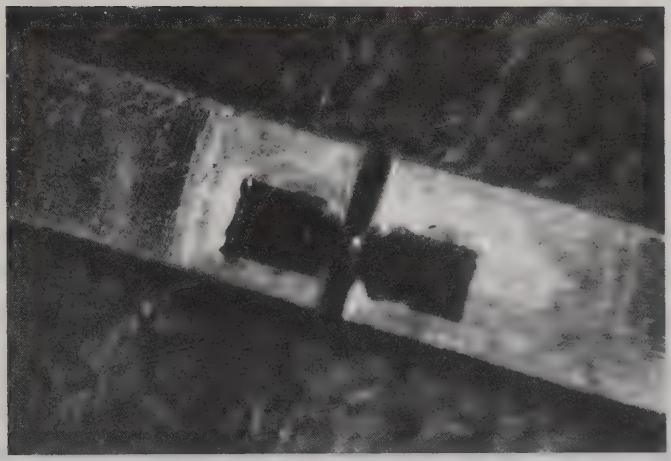


Abb. 23: Piezoelektrisches Übertragungselement

Schwierig bei der Verwendung eines solchen Elementes ist die Herstellungstechnologie.
Der Rohkörper des Meßwertaufnehmers ohne das Übertragungselement wird gefräst, feingeläppt und anschließend poliert. Die Rauhtiefe ist in dem gefrästen Mittelteil überall $< 2\,\mu$. Anschließend wird diese Fläche in einem chemischen Verfahren stromlos vernickelt und damit lötfähig gemacht. Als Korrosionsschutz und zum Härten der später aufzubringenden Lötschicht wird noch stromlos vergoldet.

Das piezoelektrische, aus einem rechteckförmigen, eingeschnürten Siliziumkristall bestehende Übertragungselement ist metallisch bedampft und wird anschließend vergoldet. Es ist auf ein geschlitztes Metallstück, das den gleichen Ausdehnungskoeffizient wie Silizium hat, gelötet.
Dieses Element wird nun in einem weiteren Arbeitsgang unter einem Stereomikroskop auf den Aufnehmer gelötet. Der Aufnehmer selbst befindet sich auf einer thermostatgesteuerten Heizplatte. Wenn das Speziallot, dessen Schmelzpunkt unter dem des bei dem Element verwendeten liegen muß, mit Hilfe eines Flußmittels leicht fließt, wird das Piezoelement aufgebracht, unter Sicht durch das Mikroskop ausgerichtet, und anschließend mit einem definierten Gewicht von 1,2 kg belastet. Dies ist notwendig um eine reproduzierbare Schichtdicke der Lötung zu bekommen. Eine unterschiedliche Lötschicht bewirkt eine andere elektromechanische Kopplung.

Die elektrischen Werte des piezoelektrischen Übertragungselementes sind:

Widerstand R/Ω	1200
Empfindlichkeit Δ R/R	1.4 %
Rauschen S/μV Bereich 300 Hz bis 5 kHz	4
Temperaturbereich	-18° bis 74°C
Linearität	± 1 %
Temperaturabhängigkeit a) des Widerstands b) der Empfindlichkeit	 + 0.75 %/°C - 0.28 %/°C

4.3. Das Registriergerät

Als Grundidee, auch schon bei der Durchführung dieser Modellstudie, stand immer der Leitgedanke, ein kleines handliches Gerät zu besitzen. Deswegen wurden auch bei der Registrierung keine handelsüblichen, käuflichen Meßgeräte verwendet, sondern versucht, durch Eigenbau unter Verwendung eines einfachen Konzeptes und neuester elektronischer Bauteile einen integrierbaren, kleinen Baustein zu entwickeln.

Das Blockschaltbild der Meßanordnung zeigt Abbildung 24

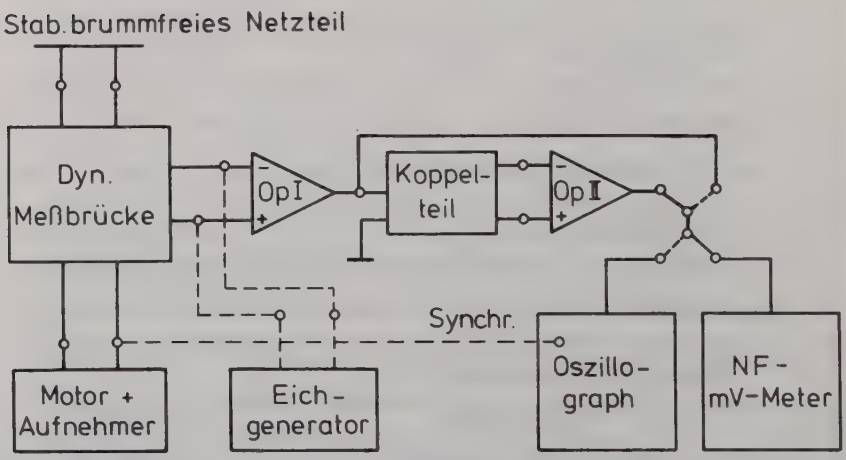


Abb. 24: Blockschaltbild der Meßanordnung

In Bild 25 ist der komplette Versuchsaufbau mit den peripheren Kontrollgeräten zu sehen.
Der Meßvorgang ist folgender:
Die in dem Meßwertaufnehmer stattfindende periodische Dehnung wird sowohl in dem DMS als auch in dem piezoelektrischen Element in eine Widerstandsänderung umgewandelt. Diese Widerstandsänderung wird der dynamischen Gleichstrombrücke zugeführt, die daraus eine proportionale

Spannung macht.

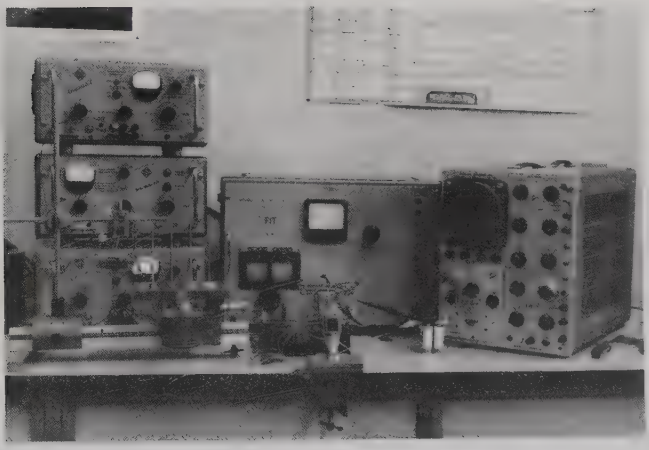


Abb. 25: Meßanordnung

Zwei durch ein spezielles Netzwerk gekoppelte Operationsverstärker verstärken dieses Signal. Es kann nun wahlweise auf einen Oszillograph, dessen Zeitablenkung mit der Motorfrequenz synchronisiert ist, oder auf ein NF-Millivoltmeter gegeben werden.

4.3.1. Die Meßbrücke

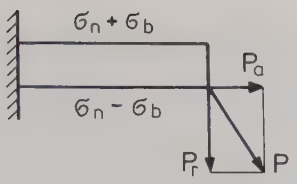
Im Bild 26a sind die an einem einseitig eingespannten Stab mit symmetrischem Profil auftretenden Materialspannungen unter der Wirkung einer Kraft P angedeutet. Die darunterstehende Skizze zeigt die Anordnung der Dehnstreifen und bezeichnet die in ihnen auftretenden Widerstandsänderungen. Diese Widerstandsänderungen setzen sich aus dem Widerstand R_o des unbelasteten Streifens und den Widerstandsänderungen auf Grund der Änderungen der Normalspannungen (ΔR_n) bzw. der Einflüsse von zusätzlichen Biegespannungen (ΔR_b) zusammen.

Eine ausführlichere Darstellung einer Biegespannungsmessung mit zwei Dehnungsmeßstreifen zeigt Abbildung 26b. Hierbei erreicht man gleichzeitig eine Temperaturkompensation.

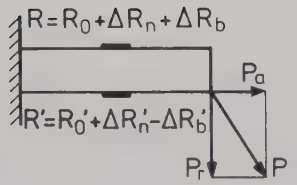
Zur Frage der Temperaturkompensation sind noch einige Bemerkungen nachzutragen. Temperaturschwankungen wirken sich über drei Faktoren auf das Meßergebnis vorschriftsmäßig geklebter Dehnungsmeßstreifen aus:

1. Durch den linearen Wärmedehnungskoeffizienten des Meßobjekt-Werkstoffes.
2. Durch den linearen Wärmeausdehnungskoeffizienten des Drahtwerkstoffes im Dehnstreifen und
3. durch die relative Widerstandsänderung des Drahtes je Grad Temperaturanstieg.

a)



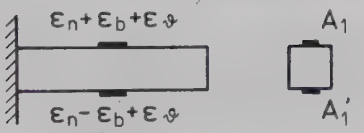
Materialspannungen

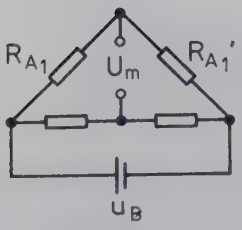


Widerstandsänderungen aufgeklebter Dehnungsmeßstreifen bei symmetrischen Profilen

$$|\Delta R_b| = |\Delta R_b'|$$

b)





$$R_{A_1} = R_0 + \Delta R_b + \Delta R_\vartheta$$

$$R_{A_1}' = R_0 + \Delta R_n - \Delta R_b + \Delta R_\vartheta$$

$$U_m = \frac{U_b}{2} \cdot k \cdot \varepsilon_b$$

Abb. 26: a) Belastungsbeispiel für Dehnungsmeßstreifen
b) Messung der Biegespannung an einem Balken

Zur automatischen Korrektur des Temperatureinflusses verwendet man Kompensations- oder "dummy"-Streifen. Das sind normale Dehnstreifen mit gleichem Widerstandswert und gleichem Eichfaktor wie die aktiven Streifen. Zur Anbringung dieses Streifens muß eine wirklich neutrale, belastungsfreie Stelle verfügbar sein. Noch besser ist es, wenn es gelingt, einen Punkt zu finden, an dem eine Spannung gleicher Größe aber entgegengesetztem Vorzeichen wie im Meßpunkt auftritt. Dies ist beim vorliegenden Problem genau unter dem ersten Dehnstreifen der Fall. Setzt man hier den zweiten aktiven Streifen an, so erhält man eine vollkommene Temperaturkompensation. Ein solcher temperaturkompensierter Meßaufnehmer zeigt die Abbildung 27.

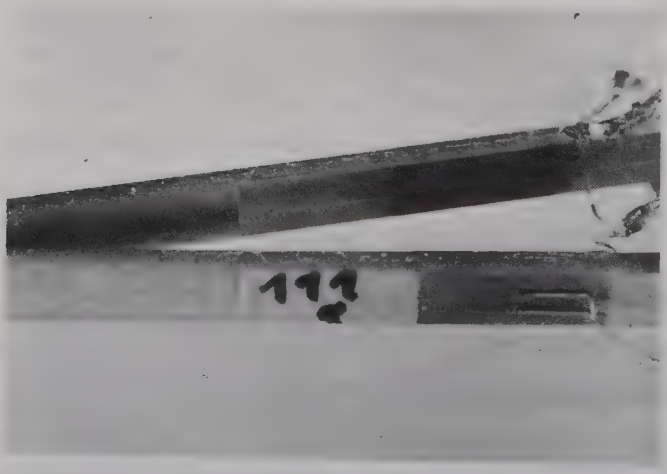
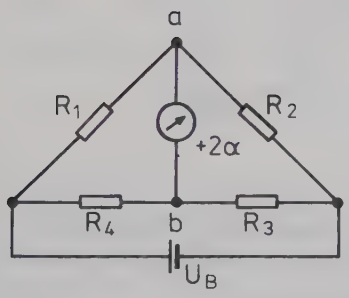


Abb. 27: Temperaturkompensierter Meßwertaufnehmer im Spiegelbild

Da aber zusätzlich an diesem Punkt eine Spannung gleicher Größe, aber mit entgegengesetztem Vorzeichen wie im Meßstreifen auftritt, kann diese Spannung zur Erhöhung der Empfindlichkeit benutzt werden. Dazu wird dieser Dehnungsmeßstreifen als R_2 nach Abbildung 28 in die Brücke geschaltet.



Widerstandszunahme in einem u. gleichzeitige Widerstandsabnahme in dem anderen Brückenzweig

$R_1 = R_0 + \Delta R$; $R_2 = R_0 - \Delta R$

R_1 = DMS 1

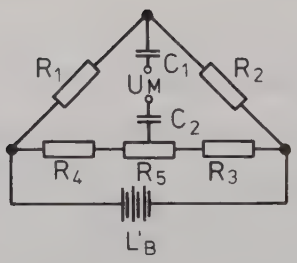
R_2 = DMS 2

$$U_{ab} = \frac{U_B}{4} \cdot 2 \cdot \frac{\Delta R}{R} = \frac{U_B}{2} \cdot \frac{\Delta R}{R}$$

Abb. 28: Einfluß der Widerstandsänderungen auf die Diagonalspannung in einer halben Brückenschaltung

Die gleichen Überlegungen gelten auch für die Verwendung der piezoelektrischen Elemente. Sie werden statt der Dehnungsmeßstreifen in die Brückenzweige geschaltet. Die Brücke wird wegen der geänderten Widerstandswerte neu abgeglichen.

Dynamische Messungen, wie wir sie hier durchführen, können mit relativ einfachen Schaltungen entsprechend Abbildung 29 durchgeführt werden.



	a	b
R_1	DMS_1	PE_1
R_2	DMS_2	PE_2
R_3	120Ω	2,0kΩ
R_4	120Ω	2,0kΩ
R_5	10Ω	100Ω
C_1	10µF	10µF
C_2	10µF	10µF
U_B	9V	9V

Abb. 29: Gleichstrombrücke für dynamische Messungen mit Temperatur-Kompensation
a) mit Dehnungsmeßstreifen
b) mit piezoelektrischen Halbleiterelementen

An dem Dehnungsmeßstreifen R_1 tritt ein Spannungsabfall

$$U_1 = U \cdot R_1 / (R + R_1) \quad (U = \text{Batteriespeicherung}) \qquad (22)$$

auf, der bei dynamischen Längenänderungen kleinen Schwankungen unterworfen ist

$$dU_1 = \frac{U \cdot R \cdot dR_1}{(R+R_1)^2} = U \frac{R \cdot R_1}{(R+R_1)^2} \cdot \frac{dR_1}{R_1} \qquad (23)$$

Die spezifische Widerstandsänderung beträgt dann:

$$R_1 / R_1 = k \cdot \Delta L/L = k \cdot \sigma /E \qquad (24)$$

worin E der Elastizitätsmodul ist.
Die elektrische Spannungsänderung ist also in gewissen Grenzen den auftretenden mechanischen Materialspannungen proportional. Bei dynamischen Vorgängen ist sie folglich eine Wechselspannung von der gleichen Frequenz wie die mechanische Schwingung.
Man bevorzugt wegen möglicher Meßfehler eine Gleichstromspeisung und hält die Gleichstromkomponente von dem Anzeige- und Verstärkerteil durch den Kondensator C fern.

4.3.2. Der Verstärker

Ausgehend von der Vorstellung, ein kleines handliches Gerät zu entwickeln, wurde auch bei dem Meßteil Wert auf kleine integrierbare Bausteine gelegt. Zur Verstärkung des aus der Meßbrücke kommenden Signals wurden zwei Operationsverstärker mitverwendet. Die Bezeichnung Operationsverstärker kommt aus der Rechentechnik, wo dieser Baustein Rechenoperationen durchführt (Operator - Rechenvorschrift) und gleichzeitig eine Verstärkung der in Form von Spannungen (Gleich- oder Wechselspannungen) eingespeisten Informationen bewirkt.
Ein Operationsverstärker ist ein Gleichspannungsverstärker mit extrem hoher Leerlaufspannungsverstärkung sowie den bezeichnenden Eigenschaften, daß Verstärkung

Frequenzgang und Arbeitsweise durch extern hinzugeschaltete Bauelemente in weiten Grenzen veränderlich sind.

Wird der Operationsverstärker als reiner Spannungsverstärker entsprechend Abbildung 30 benutzt, so gelten folgende Bedingungen:

Ausgangsspannung $$U_A = - \frac{R_N}{R_1} \cdot U_E + \frac{R_N}{R_1} \cdot U_E' \cdot \frac{G}{G'} \quad (25)$$

wobei U_E die Eingangsspannung,

G und G' die Leitwerte sind.

$$G = \frac{1}{R_N} + \frac{1}{R_1} \quad (26)$$

$$G' = \frac{1}{R_P} + \frac{1}{R_1'} \quad (27)$$

Wird Glg. (26) und Glg. (27) in Glg. (25) eingesetzt, so erhält man für die Ausgangsspannung des Operationsverstärkers bei gängigen Widerstandswerten

$$U_A = 500 \cdot (2\, U_E + U_E') \quad (28)$$

Es ist also möglich, mit einem solchen Element eine sehr hohe Verstärkung zu erzielen.

Einen Einblick in die Schaltung des Operationsverstärkers vermittelt Abbildung 31.

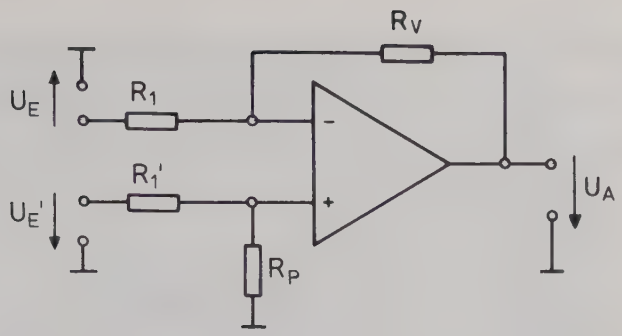


Abb. 30: Grundschaltung des Operationsverstärkers

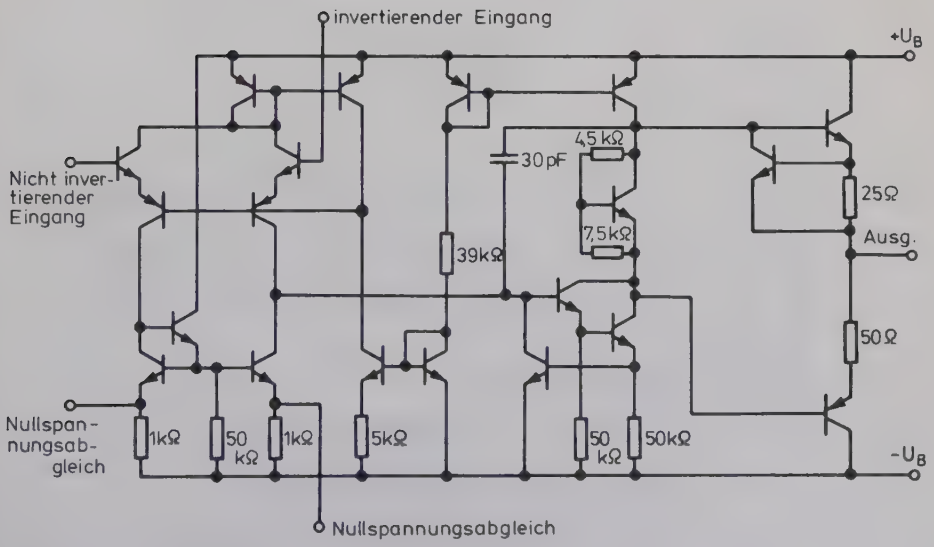
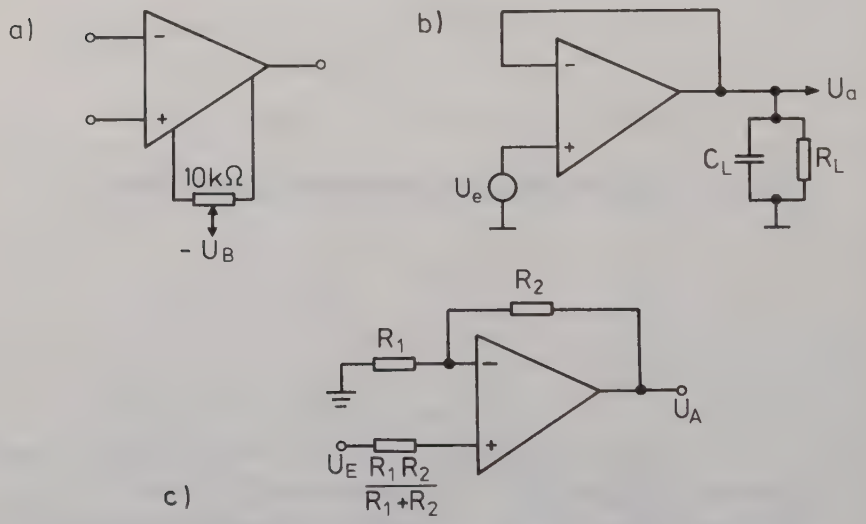


Abb. 31: Aquivalent-Schaltung des Operationsverstärkers

Die für unsere Anwendung wichtigen Eigenschaften, wie Nullspannungsabgleich, Ausgangsspannung, Frequenzgang und Einschwingverhalten, sind nach den Schaltungen in Abbildung 32 getestet worden und sind in Abbildung 33 dargestellt.



Verst.	R_1	R_2	Bandbr.	R_{Ein}
10	1 kΩ	9kΩ	100 kHz	400MΩ
100	100 Ω	9,9kΩ	10 kHz	280MΩ
1000	100 Ω	99,9kΩ	1 kHz	80MΩ

Abb. 32: Meßschaltungen

a) für den Nullspannungsabgleich

b) für das Einschwingverhalten

c) als Phasendrehender Verstärker zur Ausgangsspannungsmessung

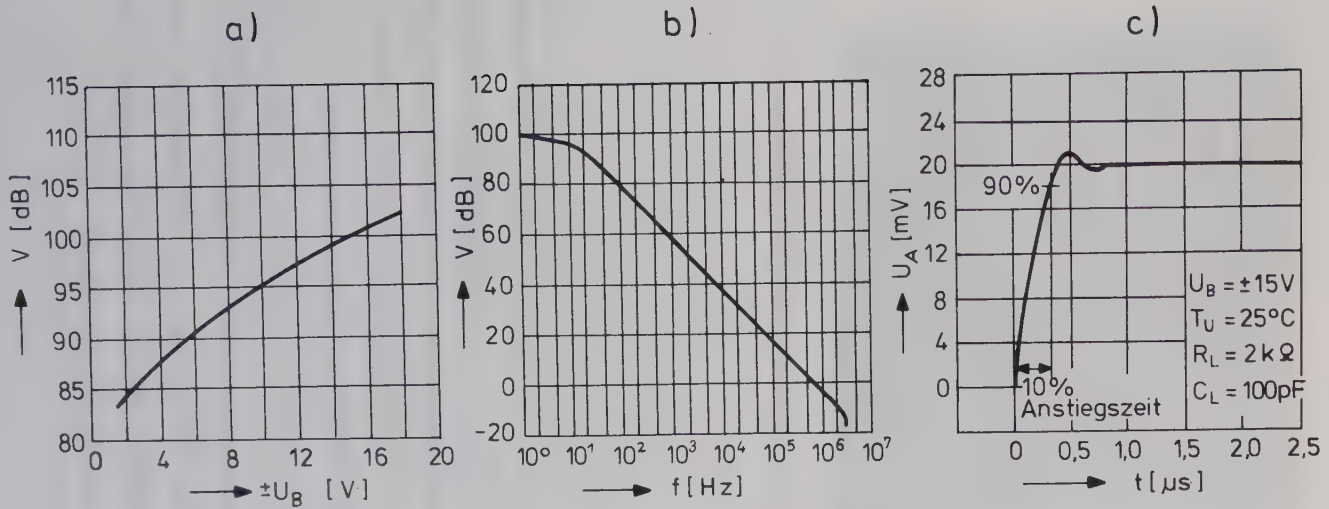


Abb. 33: Charakteristische Verstärkerdaten

a) Spannungsverstärkung in Abhängigkeit v. der Betriebsspannung
b) Spannungsverstärkung in Abhängigkeit v. der Frequenz
c) Einschwingverhalten der Ausgangsspannung

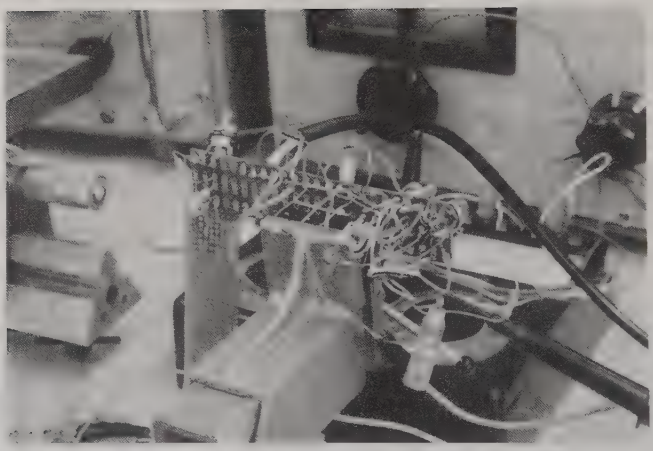


Abb. 34a: Versuchsaufbau der Meßschaltung

Über ein Koppelnetzwerk wird, falls die Meßwertaufnehmer mit den Dehnungsmeßstreifen verwendet werden, ein zweiter Operationsverstärker betrieben. Wahlweise kann nun der Ausgang I oder der Ausgang II auf die Registriereinrichtung geschaltet werden.

Einen Versuchsaufbau der entwickelten Schaltung zeigt Abbildung 34a. Daraus wurde eine integrierfähige Schaltung, wie sie in Abbildung 34b dargestellt ist, gebaut. Sie erfüllt alle Forderungen, die an den Meßteil gestellt werden und ist insgesamt nur 11 x 5 cm groß.

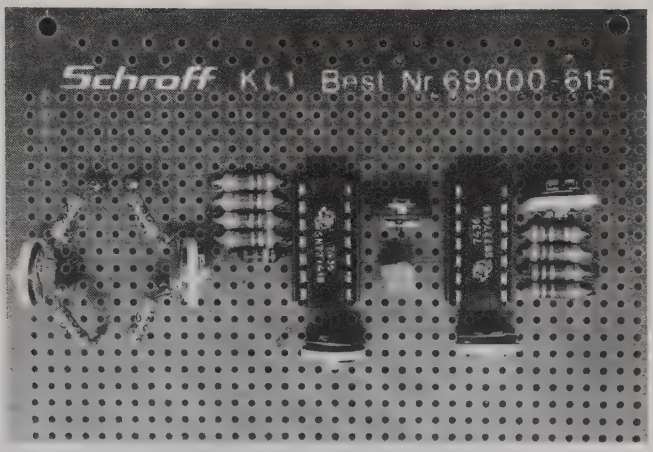


Abb. 34b: Integrierfähige Meßschaltung

4.3.3. Die Registriereinrichtung

Zur Aufzeichnung der Signale wurde abwechselnd ein Tekkronix-Oszillograph Typ 545 mit einer Polaroid-Kamera und ein NF-Millivoltmeter benutzt. Wegen der höheren Genauigkeit, mit der die Abläufe auf dem Oszillograph beobachtet werden können, wurde dieser vorwiegend eingesetzt.

4.3.4. Das Modell

Um die Zahnbeweglichkeit simulieren zu können, wurde ein Modell, wie es in Abbildung 35 dargestellt ist, gebaut.

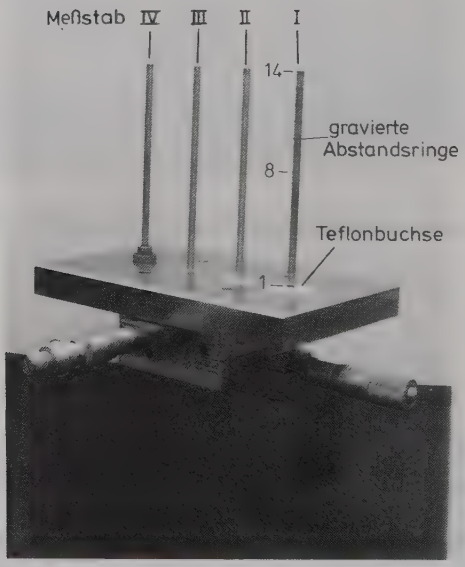


Abb. 35: Modell zur Beweglichkeitsmessung

Die simulierte Zahnbeweglichkeit nimmt vom Meßstab I zum Meßstab IV ab, vom Abstandsring 1 nach 14 zu.

In einer stabilen und schweren Grundplatte befinden sich 4 Bohrungen mit unterschiedlichem Durchmesser.
In die Bohrung I ist ein gravierter Metallstab mit einer Überwurfbuchse direkt eingeschraubt, in die Bohrungen II, III und IV sind Teflonbuchsen mit verschiedenem Durchmesser eingepresst. In die Innenbohrungen dieser

Buchsen sind drei gravierte Metallstäbe eingepasst. Die Stäbe sind, abhängig vom Elastizitätsmodul des Teflons, dem Durchmesser der Buchse und dem Elastizitätsmodul des Stabmaterials, deren Länge und Dicke, beweglich. Da bei allen vier Stäben die Geometrie und das Material gleich sind, sind der Durchmesser der Buchsen und der Abstand von dem Festklemmpunkt die einzigen Variablen der Anordnung. Die Stäbe sind mit dreizehn gravierten Markierungen versehen, an die der Kraftgeber reproduzierbar angesetzt werden kann.

4.3.5. Die Versuchsanordnung

Wie aus der Abbildung 35 ersichtlich ist, wird das Modell, in dem vier Bohrungen für die Befestigung vorgesehen sind, auf einem optischen Kreuztisch befestigt. Dieses ist in zwei Richtungen mittels Mikrometerschrauben beweglich. Der Tisch selber läuft in kugelgelagerten Präzisionsschwalbenschwanzführungen. Die Mikrometerschrauben,in Verbindung mit den Führungen, gestatten Bewegungen mit einer Genauigkeit von $\pm$ 0,001 mm. Die Einstellung der Schraube ist aus der Abbildung 36 erkennbar.

Um eine genügend stabile und reproduzierbar einstellbare Versuchsanordnung zu bekommen wird der justierbare Tisch mit dem Modell auf einer optischen Bank verschraubt. Auf der gleichen optischen Bank befindet sich der Motor mit seinem Meßansatz. Über mehrere Gelenke läßt er sich in jede Lage zum Modell rasch und genau befestigen. Die Anordnung zeigt Abbildung 37.

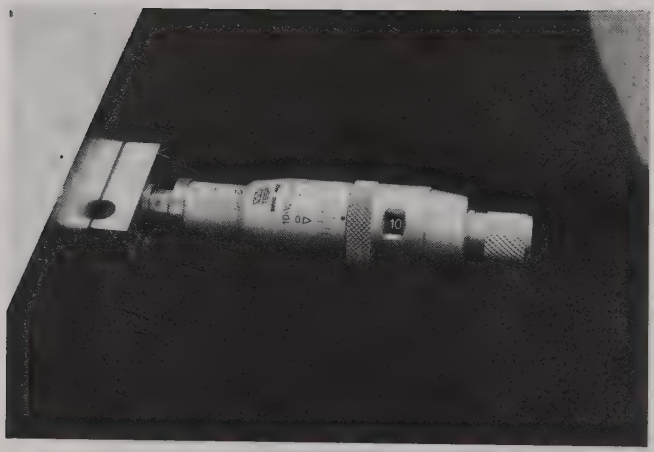


Abb. 36: Einstellung des Meßtisches

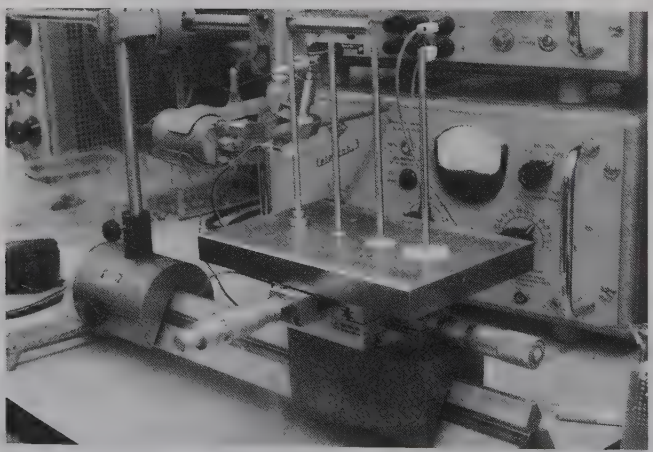


Abb. 37: Versuchsanordnung

5. EIGENE UNTERSUCHUNGEN

Mit einem Impuls, wie ihn Abbildung 38 zeigt, wurde die Linearität des Meßteils überprüft.

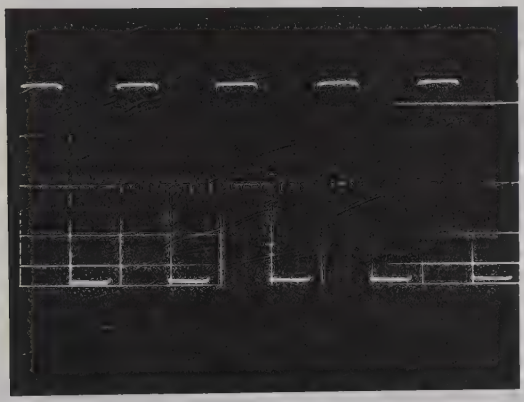


Abb. 38: Testimpuls für die Linearitätsmessung

Das Ergebnis ist in Abbildung 39 aufgetragen. Die Abszisse stellt die Eingangsspannung dar, die Ordinate die Ausgangsspannung am Ausgang I und Ausgang II. Die Ausgangsspannung steigt bei Signalen zweier verschiedener Frequenzen am Eingang linear an.

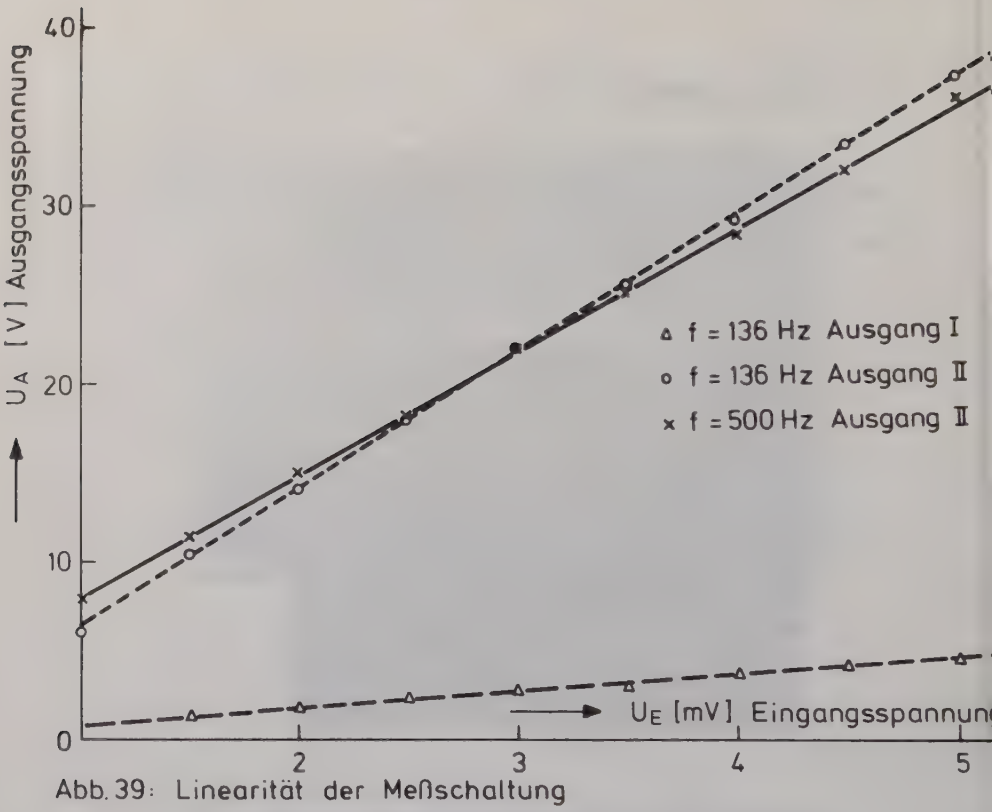


Abb. 39: Linearität der Meßschaltung

Die Ausgangsspannung nimmt bei allen Frequenzen linear mit der Eingangsspannung zu.

Der Frequenzgang der Schaltung wurde mit einem sinusförmigen Impuls aus dem Testgenerator bestimmt. Das Eingangssignal zeigt Abbildung 40. In Abbildung 41 sind die beiden Ausgangssignale U_{AI} und U_{AII} auf der linken und der rechten Ordinatenseite aufgetragen. Die Abszisse stellt die Frequenz dar. Das Diagramm zeigt eine lineare Abnahme der Ausgangsspannung von der Frequenz.

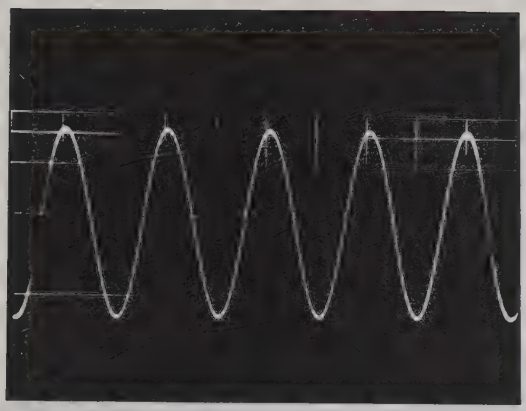


Abb. 40: Testimpuls für die Messung der Frequenzabhängigkeit

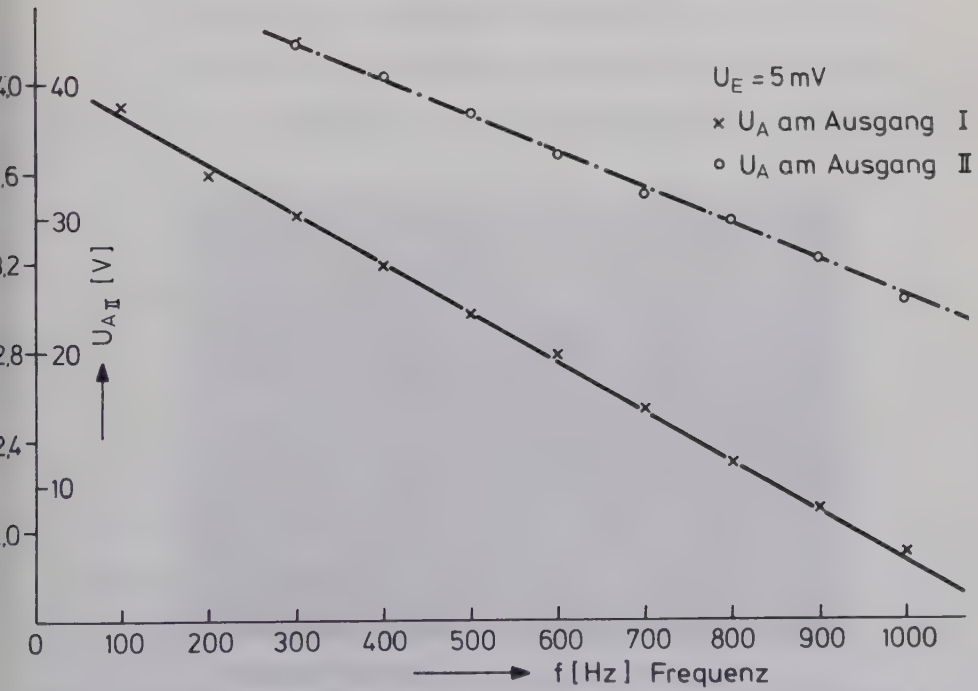


Abb. 41: Frequenzgang der Meßschaltung am Ausgang I u. Ausgang II

Die Spannung, sowohl am Ausgang I als auch am Ausgang II, nimmt linear mit steigender Frequenz ab.

Zur Erprobung des Kraftgebers und des Meßwertaufnehmers wurde ein Verfahren entsprechend Abbildung 42 angewendet. Der Kraftgeber befindet sich in einer Klemmhalterung, die über die optische Bank starr mit dem Modell verbunden ist. Mittels der Mikrometerschrauben am Kreuztisch wird das Modell verschoben, bis es die Teflonbuchse des Kraftgebers berührt. Mittels der Höhenverstellung an der Säule, mit dem der Kraftgeber auf der optischen Bank befestigt ist, kann der Kraftangriffspunkt an den gravierten Ringen des Stabes eingestellt werden.
Die Durchführung der Messung wird nun kurz beschrieben. Der Kraftgeber wird an den vier beweglichen Stäben an den gravierten Meßpunkten angelegt. Zur Auswertung wird der Oszillographenschirm herangezogen.

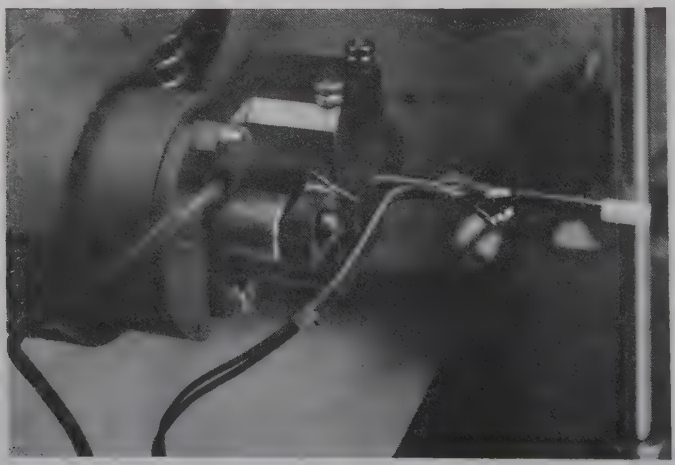


Abb. 42: Anordnung zur Beweglichkeitsmessung

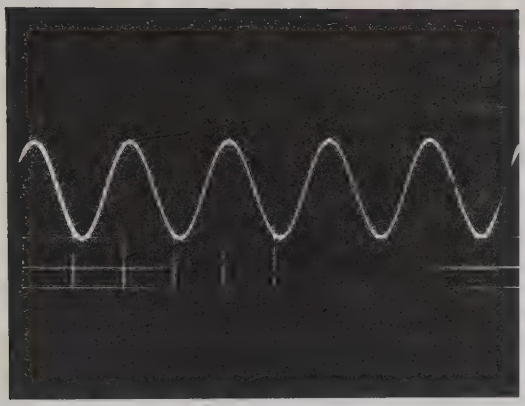


Abb. 43: Ausgangssignal bei der Messung mit Dehnungsmeßstreifen

Die Spannung, die in Abbildung 43 dargestellt ist, wird nur nach der Amplitude ausgewertet. Das Signal ist sinusförmig, wenn, wie bei den Messungen in Abbildung 44 und der Auswertung in Abbildung 45, Dehnungsmeßstreifen verwendet werden.
In der Abbildung 44 sind die Ausgangsspannungen bei verschiedenem Kraftansatzpunkt bei allen vier Stäben dargestellt. Der Kurvenverlauf ist streng linear, d.h. die Beweglichkeit der Stäbe kann linear gemessen werden.

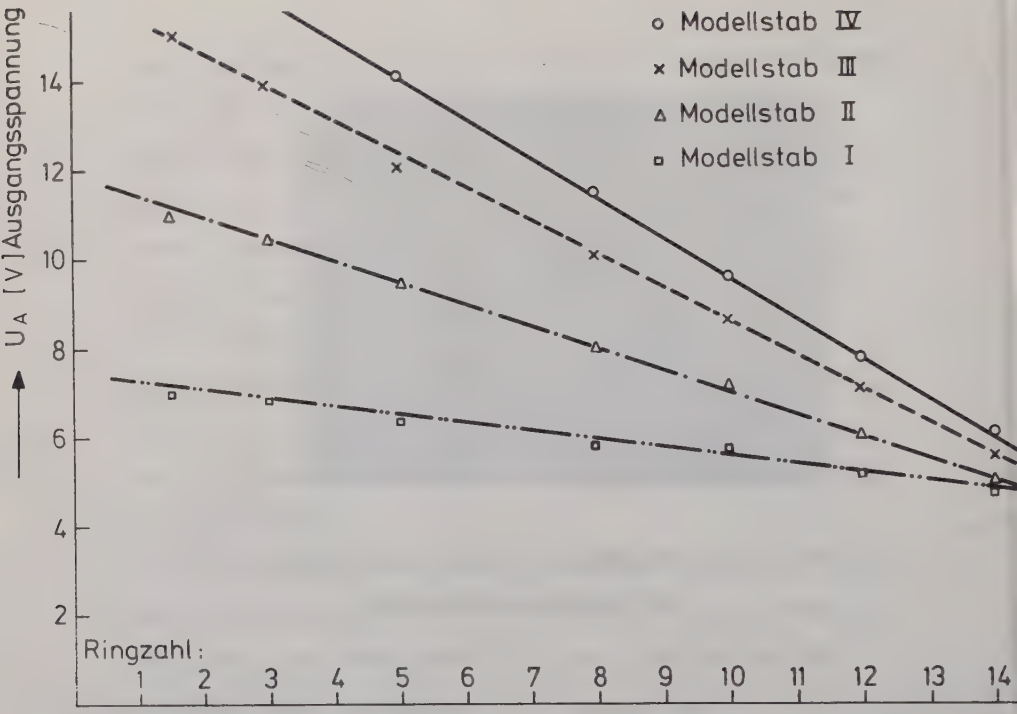


Abb. 44: Beweglichkeit der Modellstäbe Parameter: Modellstäbe I-IV
Meßwertaufnehmer mit Dehnungsmeßstreifen

Die Ausgangsspannung nimmt vom Ring 1 zum Ring 14 linear ab, was einer Zunahme der Beweglichkeit entspricht. Ebenso nimmt die Spannung, an identischen Ringen verglichen, von Modellstab IV zu Modellstab I ab.

Die Diagonalauswertung in Abbildung 45 ergibt ein ähnliches Bild. Hier sind auf der Abszisse die Stabnummern aufgetragen, auf der Ordinate die Ausgangsspannung. Parameter ist hier die Ringzahl, d.h. die Entfernung des Kraftangriffspunktes von der Klemmstelle des Stabes. Die Abhängigkeiten sind auch bei diesem Darstellungsverfahren eindeutig. Die gleichen Untersuchungen wurden mit dem piezoelektrischen Meßwertaufnehmer an dem Modell durchgeführt. Die dabei entstehende

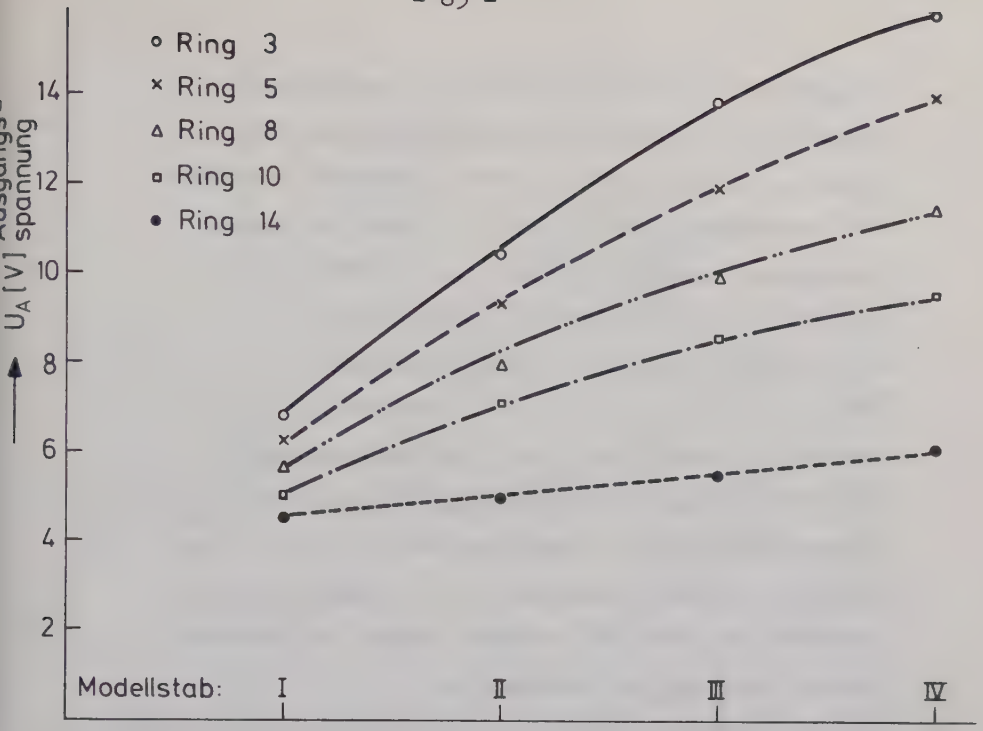


Abb. 45: Diagonalauswertung der Beweglichkeitsmessung mit Dehnungsmeßstreifen Parameter: Kraftansatzpunkt

Die Aussagen sind identisch mit denen von Abbildung 44. Die Beweglichkeit nimmt von Modellstab I nach IV ab, von Ring 3 nach Ring 14 zu.

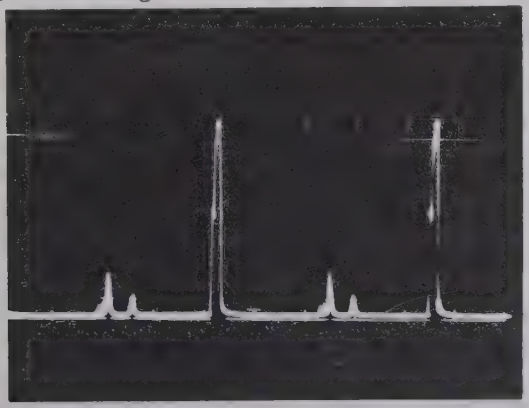


Abb. 46: Ausgangssignal bei der Messung mit dem piezoelektrischen Meßwertaufnehmer.

Ausgewertet wird auch hier nur die Amplitude der Signale. Die kleinen Spannungsspitzen sind Prellsignale, die bei der Auswertung außeracht bleiben. Der Versuchsablauf ist gleich wie bei der vorausgegangenen Messung, die Ergebnisse sind in Abbildung 47 und Abbildung 48 dargestellt.
Die Ausgangsspannung nimmt mit zunehmender Entfernung vom Klemmpunkt ab, das bedeutet, der Stab selber ist beweglicher geworden. Dadurch wird der Meßwertaufnehmer weniger deformiert, wodurch das Piezoelement seinen Widerstand weniger ändert. Die geringste Ausgangsspannung wird bei dem Modellstab I erhalten, bei dem Stab mit der großen Teflonbuchse. Dieser Stab ist der beweglichste.
Bei der Diagonalauswertung in Abbildung 48 wird diese Abhängigkeit noch deutlicher. Es sind die Spannungen, die von äquivalenten Ringen aller Stäbe erhalten wurden, über dem entsprechenden Stab aufgetragen worden. Die Ausgangsspannungen sind umso höher, je fester der Stab eingespannt ist und je geringer der Durchmesser der Teflonbuchse ist.
Um die Empfindlichkeit des Systems weiter zu testen wurde eine zweite Versuchsreihe durchgeführt. Der Kraftgeber und der Meßstab auf dem verstellbaren Kreuztisch werden so eingestellt, daß sie sich gerade berühren. Dabei soll sich der Schieber des Kraftgebers in der Stellung seiner maximalen Amplitude befinden. Mittels der Mikrometerschraube am Meßtisch wird der Meßstab in 0,1 mm Schritten dem Kraftgeber genähert und dabei

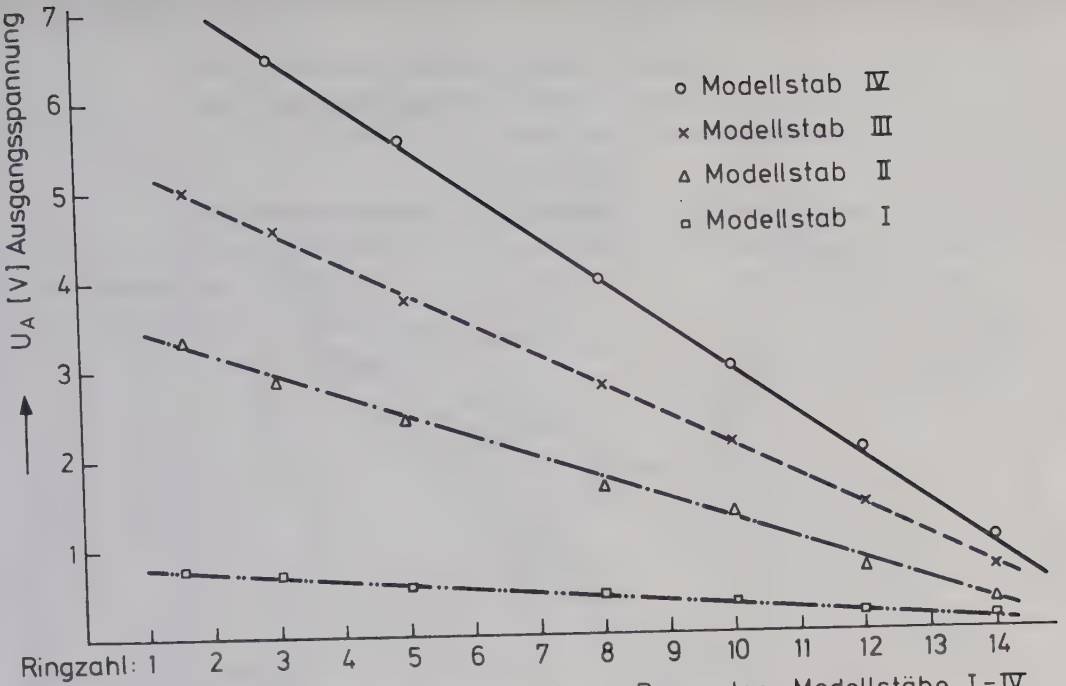


Abb. 47: Beweglichkeit der Modellstäbe Parameter: Modellstäbe I-IV
Meßwertaufnehmer mit piezoelektr. Übertragungselement

Die Empfindlichkeit der Meßanordnung ist höher als in Bild 44 und 45. Die Beweglichkeit der Stäbe nimmt von Ring 1 nach 14 zu, vom Modellstab I nach IV ab.

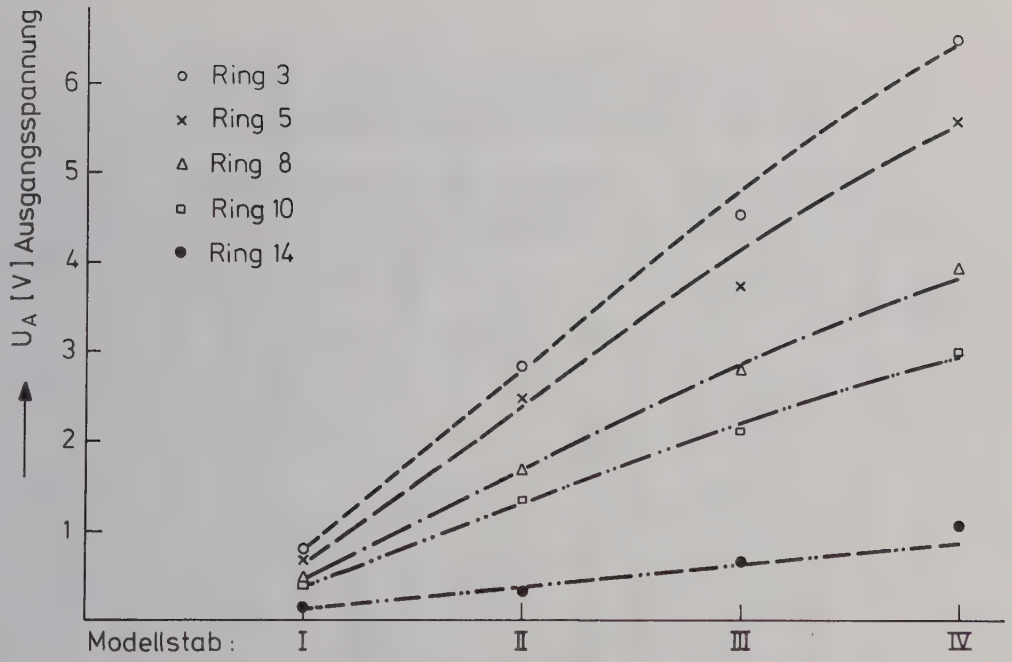


Abb. 48: Diagonalauswertung der Beweglichkeitsmessungen mit piezoelektr. Übertragungselement Parameter: Kraftansatzpunkt

Die Auswertung ergibt eine fast lineare Zunahme der Ausgangsspannung, respektive eine Abnahme der Beweglichkeit, vom Modellstab I nach IV.

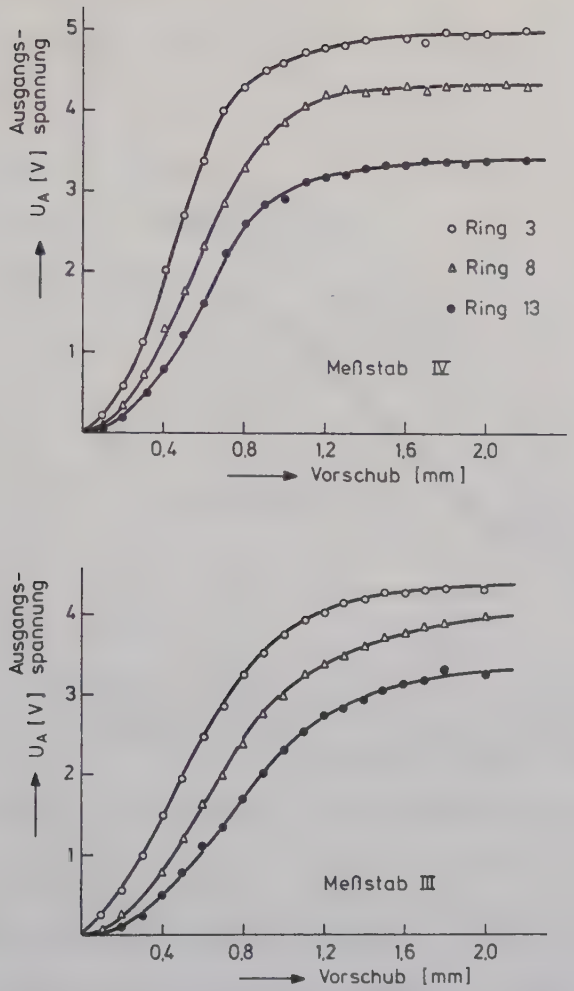


Abb. 49: Beweglichkeit der Meßstäbe unter Vorspannung
Parameter: Ringzahl Meßwertaufnehmer mit piezo-elektr. Übertragungselement

Je höher die Vorspannung, d.h. der Vorschub am Mikrometertisch ist, desto größer wird die Ausgangsspannung oder umso kleiner ist die Restbeweglichkeit. Je weniger der Meßstab beweglich ist, umso höher die Ausgangsspannung und umso früher strebt die Kurve asymptotisch dem Grenzwert zu. Die Ausgangsspannung nimmt auch hier bei höherer Ringzahl ab.

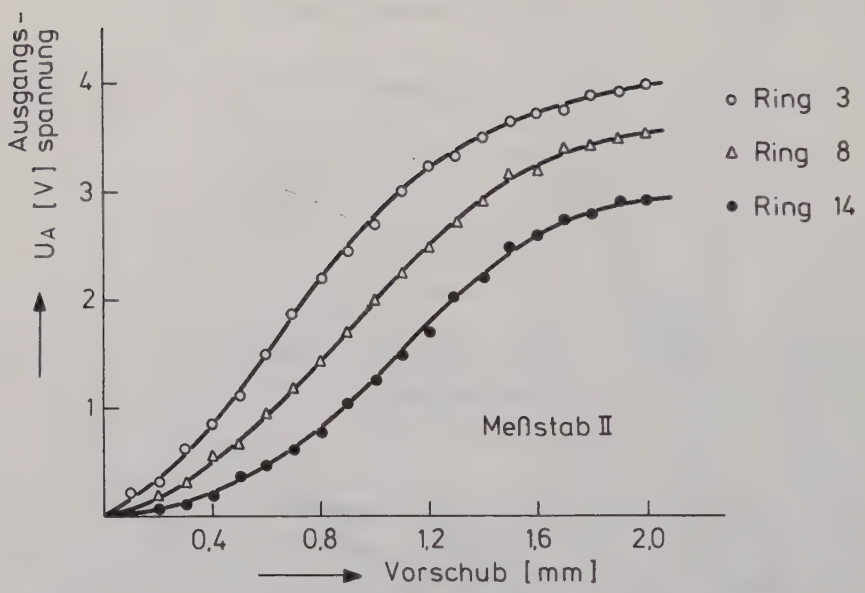


Abb. 50: Beweglichkeit der Meßstäbe unter Vorspannung
Parameter: Ringzahl Meßwertaufnehmer mit piezoelektr. Übertragungselement

Je höher die Vorspannung, d.h. je größer der Auflagedruck auf die Meßstäbe wird, desto mehr wächst die Amplitude der Ausgangsspannung. Ab einer bestimmten Vorspannung strebt die Kurve beim Meßstab IV asymptotisch einem Grenzwert zu. Dieser Wert entspricht der maximalen Biegung, die der Kraftgeber erzeugen kann. Je näher sich der Kraftansatzpunkt an der Klemmstelle des Stabes befindet, desto höher wird die Ausgangsspannung. Ähnlich sind die Verhältnisse beim Meßstab III und Meßstab II. Hier wird aber der Grenzwert, der der maximalen Biegung entspricht, nicht mehr erreicht.

das vom Meßwertaufnehmer abgegebene Signal gemessen. Die Ergebnisse dreier Meßstäbe sind aus den Abbildungen 49 und 50 zu entnehmen.

6. DISKUSSION

Die Aufgabe der vorliegenden Arbeit bestand darin, Möglichkeiten zu untersuchen, mit einem dynamischen Meßverfahren die Beweglichkeit der Zähne zu messen. Dazu wurde ein Kraftgeber, eine elektronische Meßschaltung, und ein Meßaufnehmer entwickelt. Alle Teile sind genügend klein, um daraus ein handliches Meßgerät herzustellen. Die Forderungen, die an das Meßgerät gestellt werden, wurden eingehend an einem Modell getestet. Das Meßgerät genügte allen gewünschten Forderungen. Es arbeitet in einem Frequenzbereich von 5 - 500 Hz, es ist im Bereich -20°C bis + 70°C temperaturkompensiert. Es ist so empfindlich, daß es bereits auftretende Kräfte von 10 p an mißt. Die Darstellung des Ergebnisses kann entweder auf einem Oszillographen erfolgen und damit photographiert werden oder auf einem NF-Millivoltmeter angezeigt werden.

Meßaufnehmer wurden sowohl mit Dehnungsmeßstreifen als auch mit piezoelektrischen Elementen hergestellt und erprobt. Eine dritte Möglichkeit die erprobt wurde, ist wegen dem hohen technologischen Aufwand verworfen worden. Dazu ist eine hochempfindliche Piezokeramik verwendet worden, die bei auftretendem Druck entsprechende elektrische Ladungen abgibt. Diese können gemessen werden und da der Druck auch hier der Beweglichkeit proportional ist, gewinnt man eine Aussage über die Beweglichkeit.

Dazu wurden einige theoretische Rechnungen durchgeführt, wie sie in der Nachrichtentechnik üblich sind. Die Ergebnisse sind im Kapitel 3.5.5. diskutiert. Daraus geht eindeutig hervor, daß eine Messung der Zahnbeweglichkeit gegen eine Referenzmasse nicht möglich ist, oder aber mit so großen Fehlern behaftet ist, daß sie keine vernünftige Aussage bringt. Ausgehend von in dieser Arbeit zusammengestellten Erfahrungen, Berechnungen und erwähnter Literatur, werden noch einige Verfahrensvorschläge angeführt, bei denen schnelle, bezugssystemfreie Routinemessungen möglich sind.

Akustische Analyse

Es ist eine in der Praxis hinreichend bekannte Methode, den Zustand des Zahnhalteapparates nach einem kurzen Anschlagen des Zahnes mit einem zahnärztlichen Instrument grob aus dem entstehenden Luftschall zu bestimmen. Es ginge nun darum, Perkussionsinstrumente zu entwickeln, die jede Eigenart des individuellen Vorgehens ausschließen. Dabei wäre es nun möglich, sowohl den entstehenden Luftschall als auch den Körperschall, oder auch beides zu messen. Als Auswertemethoden kommen die in der akustischen Qualitätskontrolle häufig verwendeten Schallauswerteverfahren (Frequenz, Amplitudenverhalten, Spektrum) in Frage.

Auswertung des Dämpfungsverhaltens

Nach den Ergebnissen der Tabelle III ist die Dämpfung des Zahnes ein Maß für den Krankheitszustand.
Die im folgenden diskutierten drei Möglichkeiten zur Ermittlung der Dämpfung führen zu unterschiedlichen Realisierungsmöglichkeiten der Messung.

Dämpfungsmessung aus der Resonanzkurve

Bei einem schwingungsfähigen Gebilde gilt der in Abbildung 51 dargestellte Zusammenhang zwischen der Schwingungsamplitude A und der Phase α in Abhängigkeit von der Frequenz.

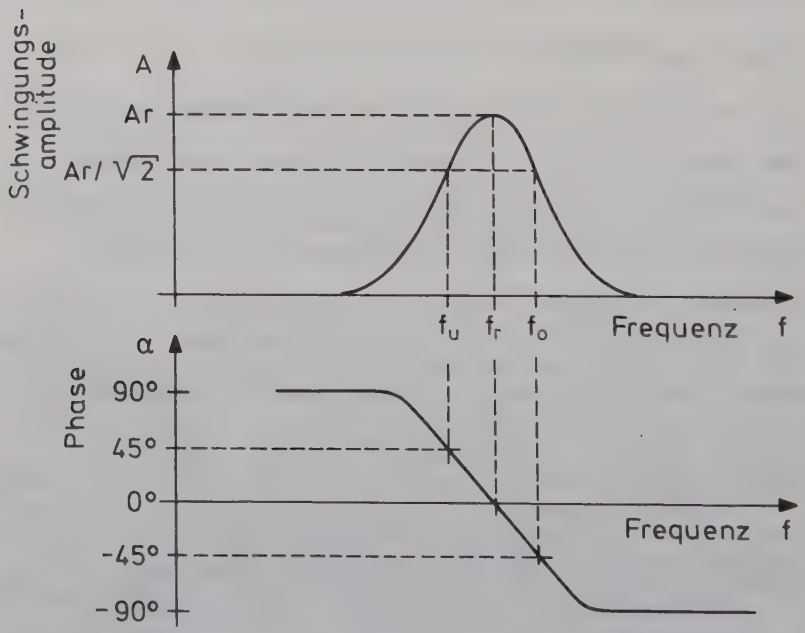


Abb. 51: Resonanz - u. Phasenkurve

Die Dämpfung wird aus der Halbwertsbreite der Resonanzkurve ermittelt. Die Halbwertsbreite ist definiert als der Abstand der beiden Frequenzen unterhalb und oberhalb der Resonanzfrequenz, bei denen die Schwingungsamplitude die Bedingung

$$A^2 = \frac{1}{2} \cdot A_r^2 \quad ,$$

$$\text{d.h.} \quad A = \frac{A_r}{\sqrt{2}} \qquad (25)$$

erfüllt.

Es gilt für das logarithmische Dämpfungsdekrement Λ, das als der natürliche Logarithmus zweier aufeinanderfolgender gleichsinniger Schwingungen definiert ist, die Beziehung

$$\frac{\Lambda}{\pi} = \frac{f_o \cdot f_u}{f_r} \qquad (26)$$

Geeignet ist diese Methode für größere Dämpfungen, aufwendig wäre eine automatische Auswertung.

Dämpfungsmessung nach der Abklingmethode

Das logarithmische Dekrement Λ ist bei zwei aufeinanderfolgenden gleichsinnigen Schwingungen A_n und A_{n+1} durch die Beziehung

$$\Lambda = \ln \frac{A_n}{A_{n+1}} \qquad (27)$$

definiert.

Es läßt sich zeigen (39), daß die Anzahl N der Schwingungen zwischen zwei Amplituden, die im Verhältnis e stehen, nur vom logarithmischen Dekrement abhängen, d.h. für

$$A_n / A_{n+1} = e \quad \text{gilt}$$

$$N = \frac{1}{\Lambda} \qquad (22)$$

Zur Messung wird der Zahn in seiner Eigenfrequenz angeregt (z.B. durch Anstoßen mit einem zahnärztlichen Instrument). Zum Zeitpunkt t_n mit der Amplitude A_n öffnet ein Tor eines Zählers. Zum Zeitpunkt t_{n+1} ist die Amplitude $A_{n+1} = A_n/e$, das Tor wird geschlossen. Der Zählerstand ist proportional zur Dämpfung.

Dämpfungsmessung nach der Verstimmungsmethode

Die Resonanzkurve in Abbildung 52 wird durch die Beziehung

$$\frac{A}{A_r} = \frac{1}{1 + j \frac{\pi}{\Lambda} \cdot v} \qquad (23)$$

betrieben, wobei

$$v = \frac{f}{f_r} - \frac{f_r}{f} \qquad (24)$$

die Verstimmung darstellt.

Mit

$$v \approx \frac{2 \cdot \Delta f}{f_r} \qquad (25)$$

gilt für die Aufteilung in Real- und Imaginärteil

$$\frac{1}{\Lambda} = \frac{A_{imag}}{A_{real}} \cdot \frac{1}{\pi \cdot v} \qquad (26)$$

Hieraus resultiert eine leicht zu automatisierende Methode zur Dämpfungsmessung. Ein solches Gerät (Elastomat) wurde für die von KALISCH (24) durchgeführten Untersuchungen verwendet. Die Beschreibung der Realisierung der Dämpfungsmessung dieses Gerätes nach der Verstimmungsmethode ist in (39) gegeben.

Wertung der Dämpfungsmessung

Die zur Dämpfungsmessung angegebenen Methoden sind alle automatisierbar und bezugssystemfrei durchzuführen. Der elektronische und meßtechnische Aufwand ist jedoch unterschiedlich. Am einfachsten zu realisieren ist die Dämpfungsmessung nach der Abklingmethode.

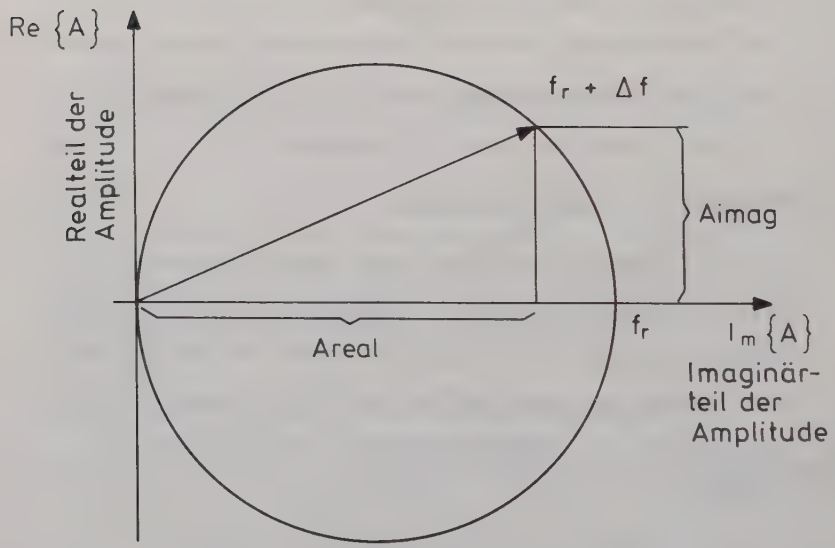


Abb. 52: Bestimmung der Dämpfung nach der Verstimmungs-methode

7. ZUSAMMENFASSUNG

Die vorliegende Arbeit stellt einen Beitrag zur Registrierung der Zahnbeweglichkeit dar.

In einer Modellstudie wurde ein Gerät entwickelt, das im wesentlichen aus drei Teilen besteht, dem Kraftgeber, dem Meßwertaufnehmer und dem Registriergerät. Damit ist es gelungen, an einem Modell, das in der Lage ist, Zahnbeweglichkeiten zu simulieren, reproduzierbare Messungen durchzuführen.
Folgende Ergebnisse wurden erzielt:

1. Das Registriergerät genügte allen Bedingungen, die von der meßtechnischen Seite gestellt wurden. Geprüft wurden Temperaturkompensation, Frequenzgang und Linearität.
2. Die Versuche mit dem Modell ergaben folgende Abhängigkeiten:
   a) Je beweglicher die Stäbe sind, umso geringer ist die Ausgangsspannung. Dies wurde sowohl an unterschiedlichen Befestigungen der Modellstäbe als auch durch Variation des Kraftansatzpunktes überprüft.
   b) Gleiche Untersuchungen ergaben bei verschiedenen Vorspannungen, unter die die Stäbe gesetzt wurden, ebenso eindeutige Abhängigkeiten. Je größer der Vorschub, d.h. je unbeweglicher der Meßstab des Modells, desto höher die Ausgangsspannung.

Außerdem wurde mit Hilfe einiger Rechnungen auf die Schwierigkeiten bei der dynamischen Messung der Zahnbeweglichkeit hingewiesen.

8. LITERATURVERZEICHNIS

1. BEYELER, K., J. DREYFUS: Prinzip einer elektro-dynamischen Apparatur zur Messung des Lockerungsgrades der Zähne. Parodontologie 1, 113 (1947).

2. BIEN, P.M.: Hydrodynamic Damping of Tooth Movement. J.dent.Res. Bd. 45, 907-913 (1966).

3. BRELSCHI, J.: Ein physikalisches Modell des Zahnhalteapparates als Grundlage zur meßtechnischen Erfassung von Parodontopathien. Dtsch.zahnärztl.Z. 31, 335-340 (1976).

4. ELBRECHT, A.: Beitrag zur Bestimmung der Lockerungsgrade der Zähne. Paradentium Nr. 7, 138 (1939).

5. FRANKE, G., F. LINDEMANN: Untersuchung über das Zahnbeweglichkeitsmeßgerät nach Mühlemann und dessen Anwendung bei der Kontrolle der lokalen balneotherapeutischen Behandlung. Forum Parodontol. 7, 1137-1152 (1957).

6. FRÖHLICH, E.: Entwicklung und Morphologie des Weichgewebes des Parodontiums. Dtsch.zahnärztl.Z. 4, 13 (1958).

7. HEINROTH, H.: Klinische Untersuchungsmethoden. Fortschr.Zahnheilk. 4, 114 (1928).

8. HENERS, M.: Statistischer Vergleich zweidimensional registrierter Zahnbeweglichkeit. Dtsch.zahnärztl.Z. 28, 447-454 (1973

9. HOFMANN, M.: Die Periodontographie des gesunden und erkrankten Parodontiums. Dtsch.Zahn-,Mund- u.Kieferheilk. 48, 179-224 (1967).

10. HOFMANN, M.: Das Kraft-Weg-Diagramm in der Periodontometrie. Dtsch.Zahnärztebl. 17, 143-146 (1963).

11. HOFMANN, M.: Zahnbeweglichkeit - Bestimmung und Analyse. Dtsch.zahnärztl.Z. 18, 924 (1963).

12. HOFMANN, M., R. DIEMER: Die physiologische Zahnbewegung. Dtsch.zahnärztl.Z. 21, 707-718 (1966).

13. KALISCH, A.: Automatische Messung elastischer Werkstoffkenngrößen. Messen + Prüfen/Automatik, 575-578 (September 1973).

14. KLEIN, A.: Systematische Untersuchungen über die Periodontalspaltbreite. Z.Stomat. 4, 417-439 (1928).

15. KÖRBER, K.-H.: Die elastische Deformation menschlicher Zähne. Dtsch.zahnärztl.Z. 10, 691-698 (1962).

16. KÖRBER, K.-H.: Elektronisches Messen der Zahnbeweglichkeit. Dtsch.Zahnärztebl. 16, 605 (1962).

17. KÖRBER, K.-H.: Untersuchungen zur Physiologie des parodontalen Gefäßsystems. Dtsch.zahnärztl.Z. 18, 1092-1101 (1963).

18. KURASHIMA, K.: Viscoelastic Properties of Periodontal Tissue. Bull.Tokyo Med.Dent.Univ. 12,

19. LUNDQUIST, Cl.: Objektiva parodontala registrerings methodes. Elektromagnetisk bestämming ar tandmobilitet. Odont. Revy 7, 9 (1956).

20. MANLY, R.S., A. YURKSTAS, J.B. RESWICK: An Instrument for Measuring Tooth Mobility. J.Periodont. 22, 148 (1951).

21. MARVIN, R.S.: The linear viscoelastic behaviour of rubber like Polymers and its molekular interpretation. I.T. Bergen Viscoelasticity Phenomanological Aspects. Academic Press New York - London 1960, 42-47.

22. MARXKORS, R.: Statische und physiologische Überlegungen über die Auswirkung von Kräften, die an den Zahnkronen angreifen. Dtsch.zahnärztl.Z. 17, 49-62 (1962).

23. MÜHLEMANN, H.R.: Zur Beurteilung des Parodonts mittels Zahnbeweglichkeitsmessungen. Dtsch.zahnärztl.Z. 11, 634-643 (1956).

24. MÜHLEMANN, H.R.: Zur Messung der Zahnbeweglichkeit als diagnostisch-prognostisches Hilfsmittel in der Parodontologie. Parodontologie Zürich 4, 110-118 (1950).

25. MÜHLEMANN, H.R.: Die praktische Periodontometrie. Öst.Z.Stomat. 50, 101-106 (1953).

26. MÜHLEMANN, H.R.: 10 years of tooth-mobility measurements. J.Periodont. V 31, 110-122 (1960).

27. MÜHLEMANN, H.R., K.H. RATEISCHAK: Mechanische und elektronische Zahnbeweglichkeitsmessungen. Dtsch.zahnärztl.Z. 18, 1352 (1963).

28. MÜHLEMANN, H.R.: A Review of Clinical Aspects and Research Findings. J.Periodont. 38, 686-708 (1967).

29. MÜHLEMANN, H.R.: Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit. Schweiz.Mschr.Zahnheilk. 61, 1 (1951).

30. PARFITT, G.J.: Development of an instrument to measure tooth mobility. J.Dent.Res. 37, 64-65 (1958).

31. PARFITT, G.J.: Measurement of Physiological Mobilit of Individual Teeth in an Axial Direction. J.Dent.Res. 608-618 (1960).

32. PICTON, D.C.A.: A method of Measuring Physiological Tooth Movement in Man. J.dent.Res. 36, 814 (1957).

33. PICTON, D.C.A.: Vertical movement of check teeth during biting. Arch.oral Biol. 8, 109-118 (1963).

34. PICTON, D.C.A.: The effect on normal vertical tooth mobility of the rate of thrust an time interval between thrusts. Arch.oral Biol. 8, 291-299 (1963).

35. SCHÖHL, H.: Die Messung der Zahnbeweglichkeit unter funktioneller Belastung. Dtsch.zahnärztl.Z. 15, 1185-1192 (1960).

36. WANNENMACHER, E., O. HOFER, E. REICHENBACH, T. SPRETER VON KREUDENSTEIN: Lehrbuch der klinischen Zahnheilkunde, Band 2, 2. Auflage. J.Ambrosius Barth Verlag 1952, S. 328, Leipzig.

37. WERNER, V.: Vergleichende Untersuchungen verschiedener Parodontose-Behandlungen mittels einer neuen metrischen Methode. Paradentium 5, 45 (1942).

38. ZWIRNER, E.: Nachweis der Zahnbewegung im Tierversuch. Dtsch.zahnärztl.Z. 6, 39 (1951).

Lebenslauf — Volker Knapp

13. 3. 1944	Geboren in Oberndorf a.N. als Sohn des Ober lehrers Franz Knapp und seiner Ehefrau Hild geb. Lang.
1950 - 1954	Besuch der Grundschule in Bildechingen bei Horb.
1954 - 1960	Naturwissenschaftlich-neusprachliches Gymnasium in Horb a.N.
1960 - 1962	Studium an der Naturwissenschaftlich-Technischen Akademie in Isny im Allgäu.
1962	Examen als physikalisch-technischer Assiste
1962 - 1964	Tätigkeit als Assistent in der physikalisch und kernphysikalischen Abteilung der Staatlichen Ingenieurschule in Esslingen.
1964 - 1965	Fortsetzung des Studiums in Isny.
1965	Examen als Ing. grad. in der Fachrichtung Physikalische Technik.
1966	Tätigkeit im Forschungslaboratorium der Siemens & Halske AG in München.
1967 - 1970	Tätigkeit im Forschungslaboratorium von AEG Telefunken in Ulm.
25. 6. 1970	Staatliche Reifeprüfung in Stuttgart am Wagenburg-Gymnasium als Externer. Anschließend Beginn des Studiums der Zahnmedizin an der Eberhard-Karls-Universität in Tübingen.
3. 12. 1975	Staatsexamen in Tübingen
1. 3. 1976	Tätigkeit als wissenschaftlicher Assistent in der Abteilung für zahnärztliche Protheti des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Tübingen.

An dieser Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. E. Körber für die Überlassung des Themas und die Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit danken.

Mein Dank gilt auch der Firma AEG-Telefunken, stellvertretend dem Leiter des Forschungsinstituts, Herrn Direktor Dr. M. Börner, der es mir ermöglichte, in den Räumen des Forschungsinstituts die Messungen durchzuführen.

Ebenso möchte ich Frau Liefers für das Schreiben der Arbeit und Frau Pfeiffer für die Ausführungen der Zeichnungen danken.